

**Haftfestigkeit von Kompositen an der Zahnhartsubstanz
durch Multibottle-Adhäsivsysteme unter Einbeziehung
eines selbstätzenden Siloranadhäsivs**

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades

doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

**Vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena**

von Ludwig Schlesier

geboren am 27. Juni 1984 **in** Heilbad Heiligenstadt

Gutachter

1. _____

2. _____

3. _____

Tag der öffentlichen Verteidigung: _____

Hinweis:

Die im Text genannten Gebrauchsnamen, Handelsnamen und Warenbezeichnungen sind zum Teil patent- und urheberrechtlich geschützt. Aus dem Fehlen eines besonderen Hinweises bzw. des Zeichens ® darf nicht geschlossen werden, dass kein Schutz besteht.

Abkürzungsverzeichnis

4-META	4- <u>M</u> ethacryloyloxy <u>E</u> thyl- <u>T</u> rimellitat- <u>A</u> nhydrit
BHT	<u>B</u> utyl <u>H</u> ydroxy <u>T</u> oluol
Bis-GMA	<u>B</u> isphenol-A- <u>G</u> lycidyl <u>M</u> eth <u>A</u> crylat
BPDM	<u>B</u> i <u>P</u> henyl- <u>D</u> i <u>M</u> ethacrylat
DMA	<u>D</u> i <u>M</u> eth <u>A</u> crylat
EDTA	<u>E</u> thylen <u>D</u> iamin <u>T</u> etra <u>A</u> cetate
GPDM	<u>G</u> lycerol <u>P</u> hosphat <u>D</u> i <u>M</u> etacrylat;
GDMA	<u>G</u> lycerol- <u>D</u> i <u>M</u> eth <u>A</u> crylat;
HEMA	<u>H</u> ydroxy <u>E</u> thyl <u>M</u> eth <u>A</u> crylat
HPMA	<u>H</u> ydroxy <u>P</u> ropyl <u>M</u> eth <u>A</u> crylat
KC	<u>K</u> ampfer <u>C</u> hinon
MDP	10- <u>M</u> ethacryloxydecyl <u>D</u> ihydrogen <u>P</u> hosphat
MDPB	12- <u>M</u> ethacryloxy <u>D</u> odecyl <u>P</u> yrindinium <u>B</u> romid
MMA	<u>M</u> ethyl <u>M</u> eth <u>A</u> crylat
NPGGMA	<u>N</u> - <u>P</u> henyl- <u>G</u> lycin- <u>G</u> lycidyl- <u>M</u> eth <u>A</u> crylat
PAMA	<u>P</u> htal <u>S</u> äure-mono- <u>M</u> eth <u>A</u> crylat
PEGDMA	<u>P</u> oly <u>E</u> thylen <u>G</u> lycol <u>D</u> i <u>M</u> eth <u>A</u> crylat
PMMA	<u>P</u> oly <u>M</u> ethyl <u>M</u> eth <u>A</u> crylat
SÄT	<u>S</u> äure <u>Ä</u> tz <u>T</u> echnik
TEGDMA	<u>T</u> ri <u>E</u> thylen <u>G</u> lycol <u>D</u> i <u>M</u> eth <u>A</u> crylat
UDMA	<u>U</u> rethan <u>D</u> i <u>M</u> eth <u>A</u> crylat

Inhaltsverzeichnis

1. Zusammenfassung	7
2. Einleitung	10
2.1. Ästhetische Füllungstherapie	10
2.1.1. Zahnfarbene Füllungswerkstoffe	11
2.1.2. Notwendigkeit des Haftverbundes	17
2.2. Anatomie der Zahnhartsubstanzen	18
2.2.1. Zahnschmelz	18
2.2.2. Dentin	20
2.3. Entwicklung der Adhäsivsysteme	21
2.3.1. Schmelzhaftung	21
2.3.2. Dentinverbund	23
3. Aufgabenstellung	28
4. Material und Methoden	30
4.1. Untersuchte Werkstoffe	30
4.1.1. Total-Etch-Produkte	30
4.1.2. Self-Etch-Produkte	33
4.1.3. Sonstige Materialien	38
4.2. Herstellung der Prüfkörper	39
4.2.1. Prüfkörper zur Untersuchung der Haftfestigkeit zum Dentin	39
4.2.2. Prüfkörper zur Untersuchung der Haftfestigkeit zum Schmelz	41
4.3. Untersuchungsmethoden	42
4.3.1. Druck-Scherfestigkeit nach 24 h Lagerung bei 37 °C	42
4.3.2. Druck-Scherfestigkeit nach Temperaturlastwechsel	42
4.3.3. Untersuchung der Druck-Scherfestigkeit	42

4.4. Statistische Auswertung der Messergebnisse	43
4.4.1. Mittelwert	43
4.4.2. Standardabweichung	44
4.4.3. Signifikanztest	45
5. Ergebnisse	46
5.1. Multibottle-Adhäsivsysteme im Vergleich	46
5.1.1. Übersicht der getesteten Adhäsivsysteme	47
5.1.2. Vergleich Schmelz- / Dentinhaftung	49
5.1.3. Langzeituntersuchung nach Temperaturlastwechsel	51
5.2. Vergleich Multibottle- mit Onebottle-Systemen	53
5.2.1. Total-Etch- Produkte	54
5.2.2. Self-Etch- Produkte	55
5.3. Studie zu Multilink Automix	56
5.3.1. Haftung nach unterschiedlichen Vorbehandlungen	57
5.3.2. Haftung mit unterschiedlichen Feuchtigkeitszuständen	58
6. Diskussion	59
6.1. Versuchsaufbau	59
6.2. Bewertung der Ergebnisse	64
6.2.1. Initialer Dentinverbund	64
6.2.2. Initialer Schmelzverbund	68
6.2.3. Dauerhaftfestigkeit	73
6.2.4. Multibottle / Onebottle	74
6.2.5. Multilink Automix	76
7. Schlussfolgerung	79
8. Literaturverzeichnis	80
9. Anhang	94

1. Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war die Untersuchung der Druck-Scherfestigkeit verschiedener Mehrflaschen-Adhäsivsysteme zur direkten Befestigung von acrylat-basierten Kompositen sowie von einem innovativen Silorankomposit an den Zahnhartsubstanzen in-vitro. Dazu wurden die Präparate in zwei Gruppen eingeteilt:

Total-Etch-Systeme (Konditionierung mit Phosphorsäure nötig):

Syntac (IVOCLAR VIVADENT), Gluma Solid Bond (HERAEUS), A.R.T Bond (COLTÈNE WHALEDENT), Optibond FL (KERR), Ecusit (DMG)

Self-Etch-Systeme (Verwendung von selbstkonditionierenden Primern):

AdheSE (IVOCLAR VIVADENT), One Coat SE Bond (COLTÈNE WHALEDENT), Clearfil SE Bond, Clearfil Protect Bond, Clearfil Liner Bond 2V (KURARAY DENTAL), Resulcin AquaPrime + Mono Bond (MERZ), Contax (DMG), Silorane System Adhesive (3M ESPE)

Zunächst erfolgten Messungen zur initiale Haftfestigkeit am Dentin bei allen Produkten. Die Verbundstärke zum Schmelz wurde bei Optibond FL und fünf ausgewählten Self-Etch-Systemen untersucht. Außerdem wurden die Haftverbunde von Optibond FL, One Coat SE und Silorane System Adhesive zu beiden Zahnhartsubstanzen durch Temperaturlastwechsel künstlich gealtert. Für einen entsprechenden Vergleich von Gluma Comfort Bond (HERAEUS) und Clearfil Photo Bond (KURARAY DENTAL) bzw. Prompt L-Pop (3M ESPE) und iBond (HERAEUS) sind Werte aus einer Parallelarbeit zu Einflaschen-Adhäsivsysteme entnommen worden.

Ein weiteres Ziel dieser Arbeit war es, die Simulation von unterschiedlichen Feuchtigkeitszuständen und den Einfluss unterschiedlicher Vorbehandlungen des Dentins mit H₂O₂, Ethanol und Chlorhexidin auf die initiale Haftfestigkeit des selbstkonditionierenden Befestigungskomposits Multilink Automix (IVOCLAR VIVADENT) zu untersuchen.

Für die Ermittlung der Haftfestigkeit zum Dentin sind kariesfreie menschliche Molaren und für die Schmelzuntersuchung Rinderincisivi verwendet worden. Die Lagerung der Biopräparate sowie der fertigen Prüfkörper erfolgte in physiologischer NaCl-Lösung. Die Initialfestigkeiten wurden nach 24 h Lagerung der Verbunde bei 37 °C ermittelt. Die Belastungsuntersuchungen sind nach 25000 Zyklen in einem Temperaturlastwechselbad zwischen 5 °C und 55 °C durchgeführt worden.

Die Ergebnisse der initialen Haftfestigkeit zum Dentin in den beiden Gruppen der Total-Etch- (11,0 MPa – 19,5 MPa) und Self-Etch-Produkte (11,9 MPa – 26,7 MPa) machten signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Systemen deutlich. Ein Vergleich der Gruppen zeigt jedoch, dass sich die Haftwerte beider Techniken im Mittel nicht wesentlich voneinander unterscheiden. Das selbstätzende Adhäsivsystem Clearfil Liner Bond 2V (26,7 MPa) hatte signifikant höhere Haftwerte zum Dentin als alle anderen getesteten Systeme.

Bei der initialen Haftung zum Schmelz waren die Werte der selbstätzenden Adhäsivsysteme (7,6 MPa – 20,0 MPa) meist hochsignifikant niedriger als bei Verwendung von Optibond FL (19,6 MPa). Nur Clearfil Protect Bond wies Haftwerte auf (20,0 MPa), die sich nicht signifikant unterschieden.

Nach Temperaturlastwechsel zeigte Optibond FL keine signifikanten Veränderungen der Haftfestigkeit zum Dentin (14,3 MPa), jedoch war ein hochsignifikanter Rückgang bei One Coat SE Bond (2,1 MPa) zu erkennen. Die Schmelzhaftung von Optibond FL (9,3 MPa) fiel ebenfalls signifikant ab. One Coat SE Bond (9,4 MPa) wies nach Temperaturlastwechsel beim Schmelz keine signifikanten Unterschiede zu den entsprechenden initialen Werten und zu Optibond FL auf.

Der Vergleich mit den totalätzenden Onebottle-Adhäsiven Gluma Comfort Bond und Clearfil Photo Bond zeigte eine ähnliche Haftfestigkeit wie Optibond FL. Der Dentinverbund wies sowohl initial (14,3 MPa bzw. 15,0 MPa) als auch nach Temperaturlastwechsel (12,2 MPa bzw. 14,1 MPa) keine signifikanten Unterschiede auf. Gleiches gilt auch für die initiale (21,9 MPa) und belastete (12,8 MPa) Haftfestigkeit von Clearfil Photo Bond zum Schmelz. Gluma Comfort Bond haftete am Schmelz initial (15,8 MPa) signifikant schlechter, nach Temperaturlastwechsel (15,1 MPa) jedoch signifikant besser als Optibond FL.

Die selbstätzenden Onebottle-Systeme Prompt L-Pop und iBond wurden mit One Coat SE Bond verglichen. Sie zeigten am Dentin initial (17,7 MPa bzw. 19,5 MPa) keine signifikanten Unterschiede. Nach Temperaturlastwechsel hafteten beide Systeme (13,7 MPa bzw. 19,0 MPa) hochsignifikant besser. Am Schmelz war der Verbund (14,7 MPa bzw. 14,3 MPa) initial deutlich stabiler. Nach Temperaturlastwechsel wies Prompt L-Pop (15,8 MPa) signifikant besseren Haftwerte auf als One Coat SE Bond, iBond (8,1 MPa) zeigte keine signifikanten Unterschiede.

Das Silorane Adhesive System hatte am Dentin (10,1 MPa) die im Vergleich niedrigsten Werte, am Schmelz (9,7 MPa) lag dieses System auf dem Niveau der

meisten anderen Self-Etch-Adhäsive. Nach dem thermozyklischen Stress versagte der Dentinverbund (2,6 MPa), die Schmelzhaftung (7,5 MPa) blieb stabil.

Die Untersuchung des Einflusses der Feuchtigkeit und Vorbehandlung des Dentins bei dem System Multilink Automix ergab folgende Ergebnisse: H_2O_2 sollte nicht angewendet werden, da der Haftverbund hochsignifikant auf 4,1 MPa abfiel. Nach Anwendung von Ethanol oder Chlorhexidin zeigte sich kein signifikanter Unterschied in der Haftfestigkeit. Mit zunehmender Feuchtigkeit ließ der Dentinhaftverbund bei diesem System signifikant nach.

2. Einleitung

2.1. Ästhetische Füllungstherapie

Auf dem Gebiet der Zahnerhaltungskunde wurden besonders in den letzten Jahren in keinem anderen Bereich so immense Fortschritte erzielt wie bei der Seitenzahnrestauration mit plastischen Kompositmaterialien [Frankenberger et al. 1999a, Gwinnett 1994, Krejci et al. 1987, Opdam 1998, Perdigao 1995]. Dies ist nicht zuletzt auf die rapide sinkende Akzeptanz des Amalgams zurückzuführen [Roulet 1997, Tobi et al. 1999, Wilson/Mjör 2000]. Die wissenschaftlich zweifelhafte Verurteilung des Amalgams, insbesondere bezüglich Quecksilberbelastung und postoperativen Sensibilitäten [Gängler 2005], ging jedoch einher mit dem verstärkten ästhetischen Bewusstsein zahlreicher Patienten und der daraus folgenden gesteigerten Nachfrage nach zahnfarbenen Füllungen [Christensen 1998, Douglas 1996, Mair 1998, Frankenberger 2002].

Das Verlangen unserer Patienten nach zahnfarbenen Restaurationen hat zu umfangreichen Entwicklungen entsprechender Materialien geführt [Kohler et al. 2000]. So wurde das Amalgam schrittweise aus der deutschen Zahnarztpraxis verdrängt, was einen beträchtlichen Bedarf für Grundlagenforschung auf dem Gebiet der Amalgamalternativen schuf [Asmussen/Uno 1992, Bertschinger et al. 1996, Dietschi et al. 1995, Dietschi und Herzfeld 1998, Eick et al. 1991, Eliades 1994, Opdam et al. 1998]. Obwohl dieser Trend hauptsächlich auf zumeist emotional vorgetragene Argumente basierte, hat der mittlerweile intensiv betriebene Forschungsaufwand innerhalb kurzer Zeit zu einem Paradigmenwechsel in der zahnmedizinischen Lehre geführt [Roulet 1987, Roulet 1997, Scheibenbogen et al. 1997, Schriever et al. 1999]. War noch 1993 an der Mehrzahl der deutschen Universitäten die Kompositfüllung im Seitenzahnbereich auf Grund schlechter klinischer Erfahrungen verpönt, ist die Seitenzahnrestauration mit plastisch eingebrachten Kompositen heute aus Lehre und Forschung nicht mehr wegzudenken [Hickel 1997, Schriever et al. 1999]. Der im Rahmen von In-vitro-Untersuchungen prognostizierte und schließlich klinisch manifestierte Erfolg dieser Restaurationsvariante ist vor allem darauf zurückzuführen, dass auf dem Gebiet der Adhäsion an den Zahnhartsubstanzen bahnbrechende Erkenntnisse gewonnen wurden. Diese innovativen Errungenschaften wurden schließlich innerhalb verhältnismäßig kurzer Zeit mit dem Aufweichen obsoleter

Behandlungsanforderungen quitiert [Hickel 1997]. Vor allem bei der Versorgung kleiner Primärläsionen ist eine Präparation nach der Blackschen Regel „extension for prevention“ heute nicht mehr denkbar [Hickel 1997, Krämer et al. 1999]. So ist es zu erklären, dass das Füllen von Seitenzahnkavitäten mit Komposit ohne Unterfüllung heute nicht mehr als Behandlungsfehler, sondern als eine, die Zahnhartsubstanz schonende Behandlungsmethodik betrachtet werden kann [Christensen 1998, Douglas 1996, Hickel 1997, Van Meerbeek et al. 1998, Wilson/Mjör 2000, Frankenberger 2002].

2.1.1. Zahnfarbene Füllungswerkstoffe

Bis zur Entwicklung der Komposite durch Bowen wurden in der Zahnheilkunde ungefüllte kalthärtende Kunststoffe wie MMA eingesetzt [Bowen 1963]. Früh entwickelte, bei Mundtemperatur aushärtende PMMA zeigten bei intraoraler Härtung ein exothermes Temperaturverhalten [Pfaffenberger et al. 1953]. Sie waren nicht genügend abrasionsstabil und schrumpften sehr stark bei der Polymerisation [Bowen 1963]. Aufgrund des hohen Restmonomergehalts waren sie pulpaschädigend [Geurtsen 1987] und verfärbten sich schon nach kurzer Liegedauer.

Bowen entwickelte MMA-basierende Restaurationsmaterialien weiter und synthetisierte 1965 das bifunktionelle Monomer Bis-GMA [Bowen 1963], ein Additionsprodukt des Epoxidharzes Bisphenol-A und der Glycidyl-Methacrylat-Säure [Schießl 2008].

Komposite auf Acrylatbasis

Komposit leitet sich von dem lateinischen Wort „componere“, also zusammensetzen, ab und beschreibt einen Werkstoff, der aus mindestens zwei verschiedenen Stoffen mit unterschiedlichen Eigenschaften zusammengesetzt ist. Die prinzipielle Zusammensetzung der kunststoffbasierten Restaurationsmaterialien hat sich in den letzten Jahren nicht wesentlich geändert.

Grundsätzlich bestehen Kompositmaterialien aus einer organischen Matrix, anorganischen Füllstoffen und einer Verbundphase, die die beiden ersten miteinander vereint [Bowen 1962, Lutz et al. 1983]. Damit wurde die Polymerisationsschrumpfung von ca. 15 % auf ca. 3 % reduziert und die materialkundlichen Eigenschaften für den Einsatz als Füllungswerkstoff optimiert [Douglas 1996, Geurtsen 1989, Roulet 1987].

Die heutigen Komposite gibt es als selbsthärtende Zweikomponenten- und als lighthärtende Einkomponenten-Materialien. Beide unterscheiden sich nur im Initiatorsystem. Die selbsthärtenden Materialien bestehen aus einer Basis- und einer Katalysator-Flüssigkeit, wobei die Basisflüssigkeit meist N,N-Bis(2-Hydroxyethyl)-p-Toluidin und die Katalysatorflüssigkeit Dibenzoylperoxid als Initiatorbestandteil enthält. Die lighthärtenden Produkte enthalten KC als Photoinitiator. Ansonsten bestehen beide Kompositversionen aus einer Mischung unterschiedlich hochmolekularer DMA, vor allem UDMA, Bis-GMA und TEGDMA (siehe Abb. 1 – 3), denen organische und anorganische Füllstoffe sowie Pigmente zugesetzt sind. Der Gesamtfüllstoffgehalt liegt zwischen 75 und 85 %, wobei alle anorganischen Füllstoffe silanisiert sind [Eichner/Kappert 2005].

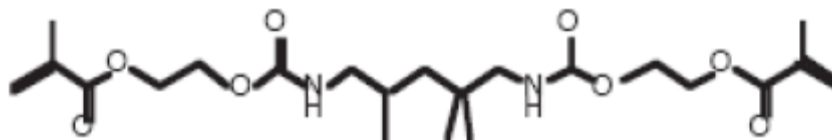


Abb. 1: UDMA [3M ESPE 2006]

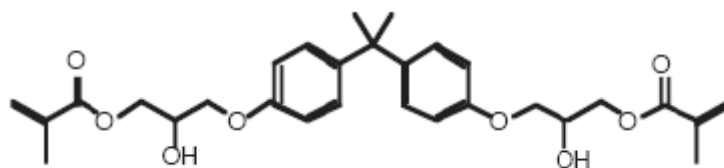


Abb. 2: Bis-GMA [3M ESPE 2006]

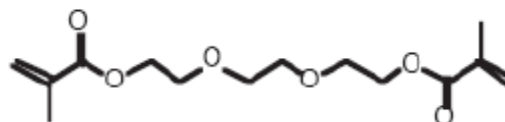


Abb. 3: TEGDMA [3M ESPE 2006]

Bei den methacrylatbasierten Kompositen verbinden sich die Moleküle, indem sie sich in einer linearen Reaktion dicht aufeinander zubewegen. Das Ergebnis ist ein Verlust an Volumen, das Komposit schrumpft [3M ESPE 2007]. Das übergeordnete Ziel aller Weiterentwicklungen der Komposite ist die Verringerung der Polymerisationsschrumpfung (siehe Abb. 4). Bisher wurde die Optimierung des Füllstoffanteils bei unveränderter Monomerlösung (Acrylat) weiterentwickelt [Claessen 2010].

Es gibt auf dem Markt neue Komposite, die eine Verringerung der Polymerisationsschrumpfung entweder durch Verzicht auf kurzkettige Moleküle, die

eine höhere Polymerisationsschrumpfung verursachen, oder mittels Erhöhung des Füllstoffanteils durch Hinzufügung von Vorpolymerisaten oder Nanofüllstoffen erreichen. Damit ist es gelungen, die Polymerisationsschrumpfung im Vergleich zu konventionellen Hybridkompositen um etwa ein Viertel zu senken [Gärtner 2006].

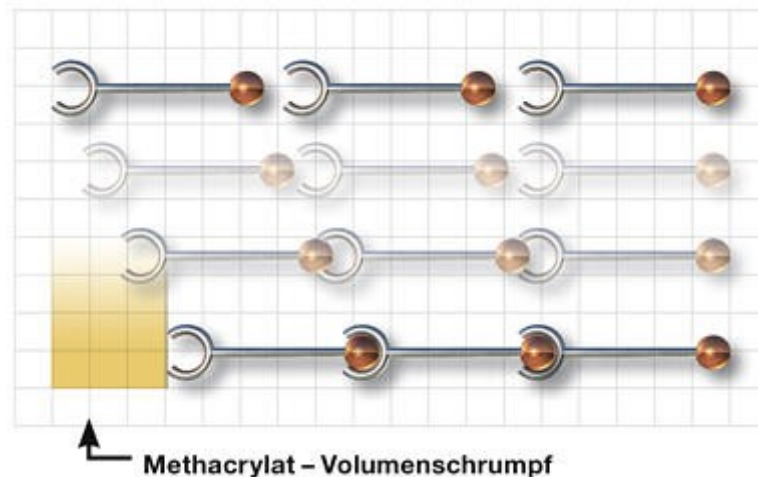


Abb. 4: Polymerisationsschrumpfung bei Acrylaten [3M ESPE 2007]

Komposite auf Siloranbasis

Bisher wurde die Optimierung des Füllstoffanteils bei unveränderten Monomerlösungen weiterentwickelt. Hier sind jedoch Grenzen in Bezug auf den Gehalt an Füllstoffen gesetzt, da sich sonst Verarbeitungs- und Werkstoffeigenschaften verschlechtern würden [Claessen 2010].

Seit 2007 ist ein weiteres neu entwickeltes Produkt auf dem Markt, ein sogenanntes Siloran. Bei dieser neuen, von der Firma 3M ESPE patentierten Werkstoffklasse [Palin et al. 2005] ist man den Weg der Veränderung des Monomers gegangen. Die Matrix besteht nicht wie bisher aus DMA-Verbindungen, sondern ist aus zwei Ringmolekülen hergestellt [Asmussen/Peutzfeld 2005].

Der Grundgedanke war, ein Monomer zu verwenden, das beim Ablauf der Polymerisation seine Form verändert und so einen Teil der Polymerisationsschrumpfung wieder ausgleicht. Für diese Art von Monomeren prägten bereits 1972 Bailey und Sun den Begriff „expanding monomers“ [Bailey 1972]. Aber nur wenige solcher Monomere sind für den Einsatz in Füllungswerkstoffen geeignet [Claessen 2010].

Forschungen bezüglich chemischer Weiterentwicklungen mit ringöffnenden Systemen zur Erzeugung schrumpfsarmer Materialien werden derzeit

vorangetrieben. Erste Erfolge wurden mit bityklischen Monomeren erzielt, deren Ringstrukturen sich bei der Polymerisation öffnen [Guggenberger/Weinmann 2000]. Bailey entwickelte eine Reihe solcher Monomere, wie Spiroorthoester, Spiroortholactone, bityklische Lactonketale oder ungesättigte Diketale von Benzochinon. Diese Monomere zeigten bei der Polymerisation kaum Volumenschrumpfungen, sondern teilweise eine geringfügige Expansion [Bailey 1990; Schulz 2003]. Weitere Experimente mit zyklialiphatischen Oxiranen lieferten zwar gute Polymerisationseigenschaften, jedoch nur mäßige Festigkeitswerte. Somit beschränkte sich die Anwendung auf die Endodontie und temporäre Füllungsmaterialien [Guggenberger 2000; Schulz 2003]. Ein Siloran wird aus den Gruppen der Oxirane und Siloxane synthetisiert [Büttinghaus 2004].

Ein Oxiran, synonym auch als Epoxid bekannt, ist ein zyklisches organisches Molekül. Das einfachste ist das Ethylenoxid. Das Siloxan ist eine Sauerstoff-Silizium-Verbindung, zusammengefügt ergeben beide ein Siloran (siehe Abb. 5).

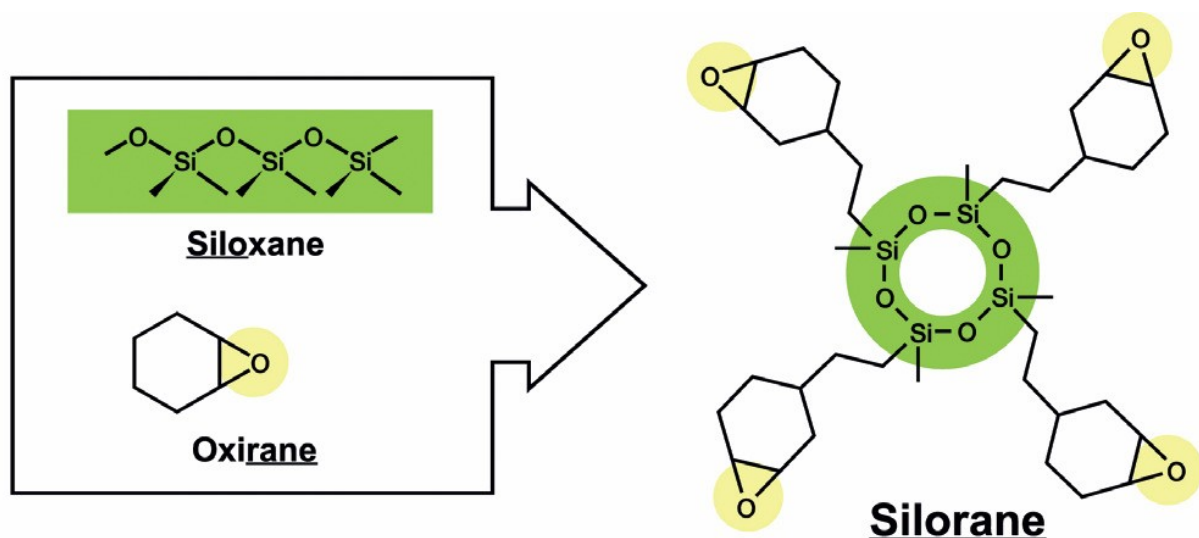


Abb. 5: Aufbau eines Silorans [3M Espe 2007]

Die Matrix der Silorane enthält bis zu 74 Masse-% Füllstoff aus SiO_2 und Yttriumfluorid. Die Polymerisation läuft unter Ringöffnung der Monomere ab und verursacht nur eine sehr geringe Schrumpfung [3M Espe 2007, Palin et al. 2005, Asmussen/Peutzfeld 2005]. Dieser Sachverhalt ist damit zu erklären, dass, im Gegensatz zu der Polymerisationsreaktion der Methacrylate, bei den Siloranen im ersten Schritt eine Spaltung und Öffnung der Ringmoleküle stattfindet [Krüger 2009]. Der entscheidende Vorgang findet auf molekularer Ebene statt. Bei der

Polymerisation eines Silorans verbinden sich „ringöffnende“ Monomere, indem sie sich öffnen, abflachen und sich zueinander hin ausdehnen [Schießl 2008].

Dieser Prozess führt zu einem Platzgewinn und wirkt dem Volumenverlust entgegen, der im darauffolgenden Schritt zwangsläufig auftritt, wenn die chemischen Bindungen gebildet werden. Das Ergebnis ist eine geringere Volumenschrumpfung im Vergleich zu Kompositen auf Methacrylat-Basis [3M ESPE 2007, Ernst/Willershausen 2003].

Gegenwärtig liegen noch sehr wenige Untersuchungen zu den 2007 neu entwickelten Siloranen vor. Asmussen und Peutzfeld zeigten mit ihrer Untersuchung des Silorans Hermes von 3M ESPE im Vergleich zu vier anderen Kompositen, darunter auch Tetric EvoCeram, dass die Polymerisationsschrumpfung nach 20 s Polymerisationszeit für Silorane bei ca. 1 Vol.-% liegt. Die Untersuchung ermittelte für Tetric EvoCeram eine Polymerisationsschrumpfung von $1,9 \pm 0,3$ Vol.-% nach 20 s Polymerisationszeit. Somit ist die Polymerisationsschrumpfung der Silorane um etwa 0,6 Vol.-% niedriger als die des Komposits Tetric EvoCeram. [Asmussen/Peutzfeld 2005]. 3M ESPE gibt in der Pressemitteilung einen Wert von unter 1 Vol.-% an (siehe Abb. 6) [3M ESPE 2007]. Weitere Untersuchungen zu Siloranen müssten aber noch durchgeführt werden, um die Ergebnisse von Asmussen et al. zu bestätigen.

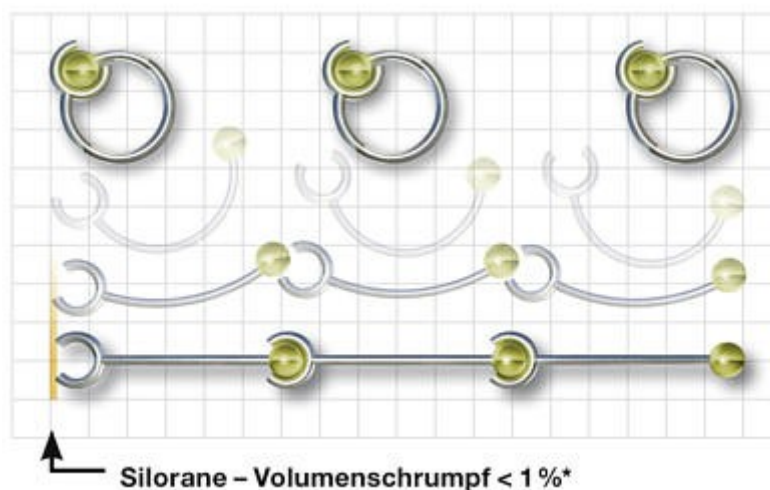


Abb. 6: Polymerisationsschrumpfung bei Siloranen [3M ESPE 2007]

Außerdem wird den Siloranen Biokompatibilität, Hydrophobie und eine hohe Reaktivität zugeschrieben [Büttinghaus 2004]. Wenn man die Zytotoxizität betrachtet, sind sie vergleichbar mit typischen Methacrylat-Monomeren, bei denen man über

eine lange in vivo Erfahrung in der Zahnmedizin verfügt. In drei unabhängigen Testsystemen zeigte sich kein mutagenes Potential [Guggenberger/Weinmann 2000].

Bei der Betrachtung der Materialeigenschaften der Silorane ist das von den Siloxanen stammende Rückgrat für die Hydrophobizität verantwortlich, wohingegen die zykloliphatische Seite eine geringere Schrumpfung und eine hohe Aktivität verspricht. Die kationische Polymerisation ist chemisch gesehen völlig verschieden von der wohl bekannten radikalischen Polymerisation heutiger Dentalwerkstoffe. Dieser Unterschied verlangt ein neues Photoinitiatorsystem. Die Entwicklung eines neuen Initiatorsystems für die kationische Polymerisation von Siloranen resultierte in einem 3-Komponenten-System aus einem Iodonium-Salz, einem Amin-Accelerator und KC als lichtsensitive Komponente. Die Umwandlung des Monomers zum Polymer wird durch ein Redox-Initiator-Akzelerator-System gestartet [Schulz 2003]. Filtek Silorane enthält als Füllstoffe eine Mischung aus feinen Quarzpartikeln und radiopakem Yttriumfluorid. Auf der Füllstoff-Seite lässt sich Filtek Silorane den Mikrohybrid-Kompositen zuordnen. Die Quarzoberfläche wird mit einer speziell auf die Silorantechnologie abgestimmten Silanschicht modifiziert [Schießl 2008].

Schlussfolgernd kann man der Literatur entnehmen, dass sich Filtek Silorane besonders durch seine geringe Polymerisationsschrumpfung und Verfärbungsneigung sowie einer guten Oberflächenqualität auszeichnet. Die mechanischen Eigenschaften liegen dagegen im mittleren Bereich [Rzanny et al. 2010].

2.1.2. Notwendigkeit des Haftverbundes

Der klinische Einsatz zahnfarbener Füllungsmaterialien setzt die Vorbehandlung von Schmelz und Dentin mit geeigneten Adhäsivsystemen voraus, um einen ausreichend stabilen Verbund herzustellen. Die auftretende Polymerisationsschrumpfung kann den Verbund zu Zahnhartsubstanzen schwächen und somit zu ungenügenden Randschlüssen führen, die die Lebensdauer einer Restauration drastisch verringern können [Ilie et al. 2006, de Gee et al. 1993, Boeckler et al. 2007].

Ein dauerhafter, randspaltloser Übergang zwischen Zahngewebe und Füllungsmaterial ist wichtig, um Mikroleckage, Randverfärbung, Sekundärkaries und letztlich den Verlust der Zahnfüllung zu verhindern [Van Meerbeek et al. 1994].

Dabei ist eine dichte und nicht nur nahezu spaltfreie Grenzfläche zwischen einer restaurativen Maßnahme und der verbleibenden Zahnhartsubstanz für die Dauerhaftigkeit der Restauration ganz entscheidend [Marx 2001b].

Zur Kompensation der Schrumpfkraft sind aus Sicht des Verbundes mindestens 17 – 20 MPa notwendig [Davidson et al. 1984, Munksgaard et al. 1985], um eine Spaltbildung mit folgender Bakterieninvasion und möglicher Sekundärkaries im Randbereich zu vermeiden [Fröhlich et al. 1996].

Weitere Krafteinwirkungen in der Mundhöhle kommen durch die hohen Kaukräfte von teilweise über 300 N [Körper et al. 1983] und mittlere Maximalkräfte bis 400 N [Schwickerath et al. 1987, Waltimo et al. 1993] im Seitenzahngebiet zu Stande [Rammelsberg et al. 2001].

Adhäsiv befestigte Füllungen werden in der Mundhöhle durch mechanische und thermische Beanspruchungen verformt [Granath/Svenson 1991, Joynt et al. 1987, Munksgaard et al. 1985]. Dadurch kommt es zu Spannungsbildungen im Bereich des Verbundes zwischen der Füllung und den Zahnhartsubstanzen [Lang et al. 1995]. Inwieweit dies einen Verbundverlust und Spaltbildung am Füllungsrand zur Folge hat, ist wesentlich von den Verbundkräften abhängig [Lang et al. 2000].

Die Haltbarkeit von Kompositrestaurationen ist entscheidend von den Eigenschaften des adhäsiven Verbundes zwischen Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz abhängig [Alani und Toh 1997, Going 1972, Kidd 1976, Reinhardt 1997]. Ein wichtiges Maß dafür ist die Haftfestigkeit eines Dentinadhäsivs [Marx 2001c].

Intensität und Dauerhaftigkeit des Haftverbundes zwischen Komposit und Schmelzoberfläche sind bestimmende Faktoren für Qualität und Lebensdauer einer Kompositfüllung [Lutz 1993].

2.2. Anatomie der Zahnhartsubstanzen

Die Voraussetzung für das Erreichen des entscheidenden Haftverbundes ist die Kenntnis über den Aufbau und die Zusammensetzung der Zahnhartsubstanzen.

2.2.1. Schmelz

Der Hauptbestandteil des Zahnschmelzes ist anorganischer Natur, wobei die Angaben über die Menge der anorganischen Verbindungen je nach Analysemethode und analysierter Probe zwischen 93 und 98 Masse-% schwanken. Die zweitgrößte Fraktion ist Wasser, hier schwanken die Mengenangaben zwischen 1,5 und 4 Masse-%. Die restliche Substanz setzt sich aus organischen Verbindungen, wie Proteinen und Lipiden, zusammen [Hellwig et al. 2007].

Chemische Struktur

Die anorganischen Verbindungen bestehen hauptsächlich aus Kalzium, Phosphor, Karbonat, Magnesium und Natrium. Insgesamt wurden bisher über 40 Spurenelemente im Zahnschmelz nachgewiesen. Kalzium und Phosphor liegen in einem Verhältnis von 1:1,2 als Apatitverbindung $(\text{Ca}_{10-x}\text{PO}_6-x) \times \text{X}_2 \times \text{H}_2\text{O}$ in Form kleiner Kristalle vor. Es handelt sich dabei nicht um stöchiometrische Verbindungen der Formel $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Durch ein Defizit von Kalzium-, Phosphat- und Hydroxylionen sowie das Vorhandensein von Karbonat und Hydrogenphosphat ist Schmelz aus nichtstöchiometrischen Apatitkristallen aufgebaut. Durch interne Substitutionsreaktionen kann es zur Ausbildung von Fluorapatit oder fluoridiertem Hydroxylapatit kommen, das eine stabilere Kristallgitterstruktur aufweist als Hydroxylapatit. Es kann jedoch auch zum Einbau von Karbonat in das Schmelzmineral kommen. Karboniertes Apatit ist gegenüber Säureangriffen weniger resistent als Hydroxylapatit. Im geringen Maße lassen sich auch nicht apatitisch gebundene Kalzium-Phosphatverbindungen finden.

Das Wasser ist zu einem Teil kristallin als Hydratationsschale fest gebunden, zum anderen lose, hauptsächlich an die organische Materie gebunden, sodass letzteres eben auch trocknen kann. Ebenso kann Schmelz jedoch bei Feuchtigkeitzufuhr auch wieder Wasser aufnehmen.

Die kleine Menge organischen Materials besteht im ausgereiften Schmelz aus ca. 58 % Proteinen, ca. 40 % Lipiden und Spuren von Kohlehydraten, Zitrat und Laktat. Der größte Teil des organischen Materials liegt im inneren Drittel des Schmelzmantels in Form von Schmelzbüscheln vor [Hellwig et al. 2007].

Histologische Struktur

Die Apatitkristalle des Schmelzes sind im Querschnitt annähernd hexagonal und stellen sich in der Seitenansicht als kleine Stäbchen dar. Sie sind durchschnittlich 160 nm lang, 40 – 70 nm breit und 26 nm dick. Alle Kristalle besitzen eine Hydratationsschale und sind von einer Schicht aus Proteinen und Lipiden umgeben. Etwa 100 dieser Schmelzkristalle liegen im Querschnitt geordnet zusammen gefügt und bilden die sogenannten Schmelzprismen, die sich dann von der Schmelz-Dentin-Grenze wellenförmig bis fast zur Oberfläche erstrecken. Die Kristalle im Kern sind dabei mit ihrer Längsachse parallel zu der des entsprechenden Prismas ausgerichtet und bilden dann je mehr sie an den Rand kommen einen mehr oder weniger großen Winkel mit der Prismenlängsachse. Die Prismen als Organisationsstruktur der Kristalle liegen wiederum eingebettet in einer interprismatischen Substanz, die ebenfalls aus Schmelzkristallen gebildet wird, welche allerdings ungeordnet vorliegt. An der Oberfläche befindet sich häufig eine 20 – 30 µm dicke Schicht prismenfreier Schmelz. Die Kristallite liegen hier dicht gepackt parallel zur Oberfläche [Hellwig et al. 2007].

2.2.2. Dentin

Dentin ist im Gegensatz zum Schmelz ein lebendes, weniger stark mineralisiertes Gewebe. Es besteht nur zu 70 Masse-% aus anorganischem und zu 20 Masse-% aus organischem Material. Der Rest ist Wasser [Hellwig et al. 2007].

Chemische Struktur

Über 90 % des organischen Anteils sind Kollagen und kollagenartige Verbindungen. Der anorganische Anteil besteht ebenso wie der des Zahnschmelzes hauptsächlich aus Phosphat und Kalzium. Es gibt aber auch im Dentin verschiedene Spurenelemente. Dieses Material liegt ebenso in kristalliner Form als Apatit bzw. amorphes Kalziumphosphat vor. Die Kristalle des Dentins sind mit einer Länge von 20 nm, einer Breite von 18 – 20 nm und einer Dicke von 3,5 nm allerdings erheblich kleiner und dünner als im Schmelz. Sie liegen zudem nicht in Prismenform geordnet, sondern sind je nach Art des Dentins mehr oder weniger dicht gepackt [Hellwig et al. 2007].

Histologische Struktur

Das gesunde Dentin ist vom inneren Pulpencavum bis zum darüber liegenden Schmelz mit vielen kleinen s-förmig verlaufenden Kanälchen, den sogenannten Dentintubuli, durchzogen. Im Querschnitt ergeben sich für das pulpanahe und das pulpaferne Dentin verschiedene Werte für Anzahl und Dichte der Dentinkanälchen. Durchmesser und Volumen hängen natürlich auch vom Alter des Zahns ab. Bei den Zähnen jüngerer Menschen wird in der Literatur als durchschnittlicher Wert für den Durchmesser der pulpanahen Dentinkanälchen 4 – 5 µm angegeben, wobei ca. 80 % der Querschnittfläche aus dem Lumen der Tubuli besteht. Peripher beträgt dieser Wert nur etwa 4 %. Auch das Dentin weist von der Pulpa bis zur Schmelz-Dentin-Grenze unterschiedlich stark mineralisierte Schichten auf. Zudem sind die Kanalwände mit peritubulärem Dentin ausgekleidet, welches homogen, dicht und am stärksten von allen Dentinstrukturen mineralisiert ist und im Alter durch Apposition zunimmt. Intertubuläres Dentin trennt die Dentintubuli voneinander. Es ist weniger dicht mineralisiert und besteht zu 50 % aus kollagenem Flechtwerk.

In den Tubuli liegen die Zellfortsätze der dentinbildenden Odontoblasten. Sie weisen 0,35 – 0,6 µm dicke Seitenäste auf, die tief in das intertubuläre Dentin hineinziehen und mit anderen benachbarten Ästen in Verbindung stehen. Der periodontoblastische Raum in den Tubuli um die Fortsätze herum ist mit Dentinliquor, einer Flüssigkeit mit organischen Strukturelementen, gefüllt [Hellwig et al. 2007].

2.3. Entwicklung der Adhäsivsysteme

Die adhäsive Zahnheilkunde ist ohne den Einsatz von Dentinhaftvermittlern heute kaum noch denkbar. Daher nehmen die Dentinhaftung und deren Mechanismen durch die rasanten Entwicklungen auf dem Sektor der direkten und indirekten zahnfarbenen Restaurationen einen großen Raum in der Zahnerhaltungskunde ein [Bertschinger et al. 1996, Frankenberger et al. 1996, Haller et al. 1993, Pagliarini et al. 1996, Frankenberger et al. 1998a].

2.3.1. Schmelzhaftung

Als erster berichtete Buonocore in den 50er Jahren über die Veränderung des Schmelzes zur Erzielung einer Adhäsion von niedermolekularen Acrylaten [Buonocore et al. 1955]. Der Schmelz wurde dabei mit einer Säurelösung geätzt, mit Wasser gespült und mit Luft getrocknet. Dies ermöglichte die Adhäsion des MMA-Kunststoffes durch Eindringen in die Mikroporositäten, die durch die Säure geschaffen wurden. Die SÄT wurde Anfang der 70er Jahre mit Bis-GMA-Kompositen kombiniert und ist nach wie vor der Standard der Adhäsivtechnik im Schmelzbereich. Die Säureapplikation löst selektiv die Enden der Schmelzprismen an der Oberfläche auf. Damit wird eine irreguläre, poröse und damit eine enorm vergrößerte Schmelzoberfläche geschaffen. Die Säure entfernt zusätzlich die Speichelpellikel, die sonst das Adhäsiv stören könnten und macht die Schmelzoberfläche durch Änderung der Oberflächenspannung benetzbar [Crispin 1998].

Die Schmelzätzmittel bestehen heute aus 30 bis 40 %iger wässriger ortho-Phosphorsäure, die mit Hilfe von Verdickungsmitteln, wie hochdisperses Siliziumdioxid oder Polyvinylalkohol, in eine gelartige Form gebracht wird und mit Lebensmittelfarbe blau oder grün eingefärbt ist. Die gängigen Schmelzadhäsive sind entweder selbsthärtende Zwei- oder lighthärtende Einkomponenten-Materialien. Beide Versionen bestehen aus Mischungen von hochmolekularen DMA, denen manchmal anorganische Füllstoffe, wie feinstteiliges Siliziumdioxid, zugesetzt sind. Wie bei den acrylat-basierenden Kompositen bestehen die selbsthärtenden Materialien aus einer Basis- und einer Katalysator-Flüssigkeit, wobei die Basisflüssigkeit meist N,N-Bis(2-Hydroxyethyl)-p-Toluidin und die Katalysatorflüssigkeit Dibenzoylperoxid als Initiatorbestandteil enthält. Die lighthärtenden Produkte enthalten KC als Photoinitiator [Eichner/Kappert 2005].

Seit der Einführung der SÄT durch Buonocore im Jahr 1955 hat sich die Adhäsion von Kunststoffen an der Zahnhartsubstanz als zuverlässiges Verfahren etabliert [Perdiago et al. 1997]. Ein ausreichender Verbund ist im phosphorsäure-konditionierten Schmelzbereich gewährleistet [Barkmeier et al. 1986, Gilpatric et al. 1991].

2.3.2. Dentinverbund

Obwohl eine solche Bindung am Schmelz schon seit geraumer Zeit mit der SÄT möglich ist, wurde lange keine zuverlässige Methode für die Dentinhaftung gefunden [Heymann/Bayne 1993, Van Meerbeek et al. 1994].

Der Versuch eine mikromechanische Verankerung auf gleiche Weise am Dentin zu verwirklichen scheiterte, da die Säureapplikation auf der Dentinoberfläche die Dentintubuli öffnete, so dass Gewebeflüssigkeit, der Dentinliquor, aus der Zahnpulpa und durch die Tubuli ungehindert und im Übermaß austrat. Das Vorhandensein des Flüssigkeitsfilms sowie der Gegendruck des Dentinliquor im Bereich Bindungsgrenzfläche verhindert eine effektive Verbindung zwischen dem hydrophoben Adhäsiv und der feuchten Dentinoberfläche [Van Meerbeek et al. 1994].

Erste Generation

Die chemische und strukturelle Zusammensetzung des Dentins lässt also eine mikromechanische Haftung eines hydrophoben Kompositmaterials nicht zu. Für Kompositrestaurationen, die am Dentin verankert werden sollen, muss demnach ein Haftvermittlersystem verwendet werden, das es erlaubt, ein hydrophobes Material an einem hydrophilen Substrat zu befestigen. Daher wurden Dentinhaftvermittler entwickelt, die eine chemische Bindung mit dem organischen bzw. anorganischen Anteil des Dentins eingehen sollten [Hellwig et al. 2007].

Das Basismolekül ist bifunktionell. Das eine Ende besitzt freie Methacrylat-Doppelbindungen für eine Copolymerisation mit dem Komposit. Das andere Ende zeichnet sich durch eine chemisch aktive Gruppe für die Adhäsion am Dentin aus [Van Meerbeek et al. 1994].

Diese funktionelle Gruppe sollte mit den Amino- bzw. Hydroxylgruppen der organischen Komponenten, z. B. dem Kollagen oder als Phosphatester mit dem Kalzium des Hydroxylapatits reagieren [Hellwig et al. 2007].

Da bei der Kavitätenpräparation aber eine Schmierschicht entsteht, wird der direkte Kontakt zwischen Zahn und Adhäsiv, nötig für die chemische Reaktion, verhindert. Mit dem Entfernen der Schmierschicht würde es, wie bereits beschrieben, durch Freilegen der Dentinkanälchen zum Austritt von Dentinliquor kommen, so dass die chemische Bindung einer Hydrolyse ausgesetzt wäre. Die selektive Entfernung der Schmierschicht ohne Eröffnung der Tubuli ist bisher klinisch nicht möglich [Van Meerbeek et al. 1994].

Zweite Generation

Daher kommt diesen Adhäsiven der ersten Generation klinisch keine Bedeutung mehr zu. Auch bei den Systemen der zweiten Generation, welche die Schmierschicht modifizierten, war die Haftung zu gering [Hellwig et al.2007].

Es wurde zwar eine gute Infiltration der Schmierschicht erreicht, die Dentinhaftung des Komposits wurde aber durch die zu geringe Haftung der Schmierschicht zum darunter liegenden Dentin limitiert. Ferner wurde der Verbund auch ohne mechanische Krafteinwirkung durch hydrolytische Zersetzungsprozesse in der nicht eliminierten Schmierschicht beeinträchtigt [Duke et al. 1994, Pashley et al. 1994, Perdigao/Lopez 1999]. So war mit den beiden initialen Generationen noch kein Mittel gefunden worden, um der Polymerisationsschrumpfung des Komposits einen suffizienten Antagonisten entgegen zu setzen [Frankenberger 2002].

Dritte Generation

Es wurden daher neue Adhäsivsysteme entwickelt, die eine mikromechanische Verankerung des hydrophoben Kompositmaterials mit der feuchten Dentinoberfläche ermöglichen. Dazu muss das Dentin zunächst mit einem Konditionierer demineralisiert werden. Das können Säuren, z. B. 10 %ige Zitronensäure, 10 – 40 %ige Phosphorsäure, 4 %ige Salpetersäure oder 2 – 4 %ige Maleinsäure aber auch Komplexbildner (5 – 16 %iges EDTA) sein. Es kommt zu einem irreversiblen Verlust von Dentin im Bereich von 10 µm. Dabei wird auch die Schmierschicht aufgelöst und das Kollagen mehr oder weniger stark in einer Tiefe bis ca. 30 µm freigelegt. Das freigelegte Kollagennetzwerk wird dann von einem Primer, welcher ein hydrophiles Monomer enthält, durchdrungen und anschließend durch ein amphiphiles Dentinadhäsiv stabilisiert [Hellwig et al. 2007].

Anhand klinisch-prospektiver Studien dokumentierte Erfolge sind erst von dieser Generation berichtet worden [Krämer et al. 1999, Krejci et al. 1994, Scheibenbogen et al. 1997, Schoch et al. 1999].

Eine ausreichende Haltbarkeit kann mit modernen Adhäsivmaterialien also am Dentin ebenfalls erreicht werden [Haller et al. 1993, Swift et al. 1995]. Dabei wird eine Hybridisierung zwischen den flüssigen Bestandteilen des entsprechenden Dentinadhäsivs und der aufgelockerten Dentinoberfläche angestrebt. Die Infiltrationszone hat eine Dicke von wenigen Mikrometern und wird als Hybridschicht bezeichnet [Nakabayashi et al. 1991, Nakabayashi et al. 1992]. Die Festigkeit des adhäsiven Verbundes wird hauptsächlich durch mikromechanische Verankerung im

Bereich der Hybridschicht erzeugt [Gwinnett 1994, Perdigão/Lopes 1999, Pioch et al. 1999, Pioch 2000].

Die Dentin-Adhäsiv-Systeme sind komplexe Produkte. Sie bestehen meistens aus einem Dentin-Konditionierer, das ist eine organische Säure, wie Zitronensäure, Polyacrylsäure oder Maleinsäure, und dem eigentlichen Dentin-Adhäsiv. Die Dentin-Adhäsive selbst sind Mischungen aus hochmolekularen DMA und anderen hydrophilen Methacrylat-Monomeren. Es handelt sich hierbei meistens um 2-HEMA, Phosphorsäureester der Methacrylsäure oder um Anhydride organischer Säuren, die mit Methacrylsäure verestert sind. Die meisten Dentin-Adhäsive sind lichthärtend und enthalten KC [Eichner/Kappert 2005].

In Primern findet man wasserlösliche Mono- und DMA wie z.B. HEMA, HPMA, BPDM, PEGDMA sowie phosphonierte Mono-, Di- und Polymethacrylate als auch Säuremonomere und Lösungsmittel wie Wasser, Aceton oder Alkohol. Das Dentinadhäsiv besteht aus amphiphilen Mono- und DMA wie z. B. 4-META, NPGGMA sowie PMMA und phosphonierte Mono-, Di- und Polymethacrylate. Zusätzlich können Bis-GMA, TEGDMA bzw. UDMA enthalten sein. Als Lösungsmittel können wieder Wasser, Aceton oder Alkohol dienen [Craig 2006]. Auch Dentinadhäsive können wasserlösliche Mono- und DMA wie HEMA und PEGDMA enthalten [Hellwig et al. 2007].

Nach dem Scheitern der Dentinätztechnik und des chemischen Dentinadhäsionsverfahrens wird für die modernen Systeme eine mikromechanische Verankerung als Hauptbindungsmechanismus postuliert [Van Meerbeek et al. 1994].

Vierte Generation

Der adhäsive Verbund hat sich klinisch bewährt, allerdings ist die Technik komplex, zeitaufwendig und fehleranfällig. Deshalb versucht die Industrie die Anwendung zu vereinfachen [Boer 2007].

Ein selektives Ätzen der oft dünnen Schmelzränder ist klinisch nicht immer umzusetzen, oft passiert auch ein unbeabsichtigter Mehraustritt von Phosphorsäure aus der Applikationsspritze [Frankenberger et al. 1998a, Frankenberger et al. 1999b]. Diesem Wunsch wurde mit der Einführung der vierten Generation Rechnung getragen [Frankenberger 2002]. Bei diesen Adhäsivsystemen werden Schmelz und Dentin simultan mit einer Säure geätzt (Total-Etch oder Etch&Rinse-Technik) [Hellwig et al. 2007]. In dieser Arbeit wird der Begriff Total-Etch jedoch auch für die Systeme der dritten Generation genutzt.

Fünfte Generation

Die Weiterentwicklung von Dentinhaftvermittlern verläuft unvermindert mit hohem Tempo [Manhart et al. 2000]. Bei Primer-Adhäsiv-Gemischen handelt es sich um sogenannte Onebottle-Systeme der fünften Generation [Hellwig et al. 2007]. Das sind Total-Etch-Produkte bei denen nach dem Konditionieren der Zahnhartsubstanzen nur noch das selbstprimende Adhäsiv aufgetragen werden muss.

Sechste Generation

Mit der Entwicklung der selbstätzenden Adhäsive (Self-Etch oder Non-Rinse-Technik) wurde versucht der höheren Techniksensitivität der Total-Etch-Produkte entgegen zu treten und einer möglichen Schädigung der Pulpa-Dentin-Einheit durch Übersäuerung mit Phosphorsäure oder späteres Austrocknen zu verhindern. Der klinische Vorteil der selbstätzenden Adhäsivsysteme liegt in der Einfachheit der Anwendung, da man auf eine separate Phosphorsäureätzung verzichtet und somit den Zeitaufwand für den Behandler verringert [Burke 2004, Turkun 2003]. Der Erfolg dieser selbstkonditionierenden Adhäsivsysteme beruht auf dem Einsatz von schmelz- und dentinkonditionierenden Primern, welche mittels saurer Monomere demineralisierend und gleichzeitig infiltrierend wirken [Hannig et al. 1999, Molla et al. 2002, Boeckler et al. 2007].

In den selbstätzenden Primern sind Ester bivalenter Alkohole mit Methacrylat- und Phosphatresten enthalten. Die Phosphatgruppe des Methacrylat-Phosphorsäureesters löst das Kalzium aus dem Hydroxylapatit heraus und bildet einen Komplex, der bei der Lichtpolymerisation des Primers einpolymerisiert wird. Nicht gebundene Phosphatgruppen werden durch Wasserentzug beim Trocknen neutralisiert und in die Matrix eingeschlossen [Buyukyilmaz et al. 2003, Hannig et al. 1999, Barteczko et al. 2006].

Siebte Generation

Noch einen Schritt weiter gehen Onebottle-Systeme, bei denen selbstkonditionierende und -primende Adhäsive Verwendung finden. Dabei müssen Schmelz und Dentin vor der Anwendung wiederum nicht im Sinne einer Säureätzung konditioniert werden, sondern durch Aufbringen eines sauren Primer-Adhäsiv-Gemisches kommt es zu einer Konditionierung von Schmelz und Dentin [Hellwig et al. 2007].

Neben der Einteilung nach Generationen gibt es weitere Einteilungen so z. B. nach dem Lösungsmittel (Wasser, Aceton, Alkohol) oder nach der Anwendungstechnik (Total-Etch, Self-Etch bzw. Multibottle, Onebottle), nach dessen Einteilung die Untersuchung erfolgte.

Siloran-Adhäsive

Durch die Veränderung des Monomers bei den Siloran-Kompositen ist allerdings eine Verwendung der herkömmlichen Adhäsivsysteme nicht mehr möglich, da diese Materialien nicht mit den konventionellen Adhäsivsystemen kompatibel sind. Die neuartige Matrix aus Siloran erfordert auch die Entwicklung neuer, angepasster Adhäsive [Guggenberger/Weinmann 2000].

Ein eigens hierfür hergestelltes System (Silorane System Adhesive) kommt zum Einsatz. Es besteht aus zwei Komponenten, einer selbstätzenden hydrophilen zur Verbindung mit dem Dentin und einer zweiten sehr viel hydrophoberen als bei herkömmlichen Adhäsivsystemen, da das Siloran stark hydrophob ist. Beide Komponenten müssen lichtgehärtet werden, damit es nicht zur Durchmischung bei der Applikation kommt [Claessen 2010].

3. Aufgabenstellung

In dieser Arbeit wurden verschiedene Adhäsivsysteme der dritten, vierten und fünften Generation sowie ein selbstätzendes Siloransystem auf ihre Druck-Scherfestigkeit untersucht. In einer Parallelarbeit erfolgten Untersuchungen zu Systemen der sechsten und siebten Generation. An gegebener Stelle wurde darauf Bezug genommen. Zur besseren Übersicht erfolgte die Einteilung in Total-Etch- und Self-Adhäsive

Initialer Dentinverbund

Um die Vielzahl der neu auf dem Markt befindlichen Multibottle-Adhäsivsysteme überblicken zu können, sollte zunächst der initiale Dentinhaftverbund gängiger Total-Etch- und Self-Etch-Multibottle-Adhäsive sowie des Adhäsivsystems für Siloran bestimmt werden.

Verwendet wurden hierfür die in Kapitel 4.1. beschriebenen Total-Etch-Adhäsive Syntac (IVOCLAR VIVADENT), Ecusit (DMG), A.R.T. Bond (COLTÈNE WHALEDENT), Gluma Solid Bond (HERAEUS), Optibond FL (KERR), Resulcin AquaPrime + MonoBond (MERZ) sowie die Self-Etch-Systeme AdheSE (IVOCLAR VIVADENT), Contax (DMG), One Coat SE Bond (COLTÈNE WHALEDENT), Clearfil SE Bond, Clearfil Protect Bond, Clearfil Liner Bond 2V (KURARAY DENTAL) und das Silorane System Adhesive (3M ESPE).

Initialer Schmelzverbund

Da die Aufgabenstellung relativ umfangreich ist, wurde die Auswahl der Adhäsivsysteme beschränkt. Die Schmelzhaftung von Acrylaten mittels SÄT ist in der Literatur bereits seit längerem untersucht und erwiesenermaßen ausreichend stabil (siehe Einleitung). Daher sollte für die Untersuchung des initialen Schmelzverbundes von den Total-Etch-Systemen nur ein Adhäsiv untersucht werden. Weiterhin sollten neben dem speziellen Siloran-Adhäsiv vier weitere Self-Etch-Systeme ausgewählt und getestet werden.

Verwendet wurden die selbstätzenden Adhäsive One Coat SE Bond, AdheSE, Clearfil Protect Bond und Resulcin AquaPrime + MonoBond sowie das Silorane System Adhesive und das totalätzende Adhäsivsystem Optibond FL.

Temperaturlastwechsel-Untersuchung

Für die Langzeituntersuchung sollte sowohl der Dentin- als auch der Schmelzverbund je eines selbst-, eines totalätzenden und des Siloranadhäsivs getestet werden. Untersucht wurde Optibond FL, One Coat SE Bond und Silorane System Adhesive.

Onebottle-Systemen

In dieser Arbeit wurden ausschließlich die Multibottle-Systeme getestet. Um den Vergleich mit Onebottle-Systemen dennoch zu ermöglichen, wurden weitere Haftwerte aus der Promotionsarbeit von ZA Lars Eichmann, der parallel in gleicher Weise Einflaschenadhäsive getestet hat, hinzugezogen.

Folgende anmischpflichtige und gebrauchsfertige Onebottle-Systeme wurden zum Vergleich verwendet: Clearfil Photobond (KURARAY DENTAL), Prompt L-Pop (3M ESPE) sowie Gluma Comfort Bond und iBond (HEREAUS). Die Einteilung in Total-Etch- und Self-Etch-Produkte erfolgte synchron.

Studie zu Multilink Automix

Weiterhin sollte die initiale Haftfestigkeit des selbstätzenden Adhäsivsystems von Multilink Automix (IVOCLAR VIVADENT) am Dentin nach Vorbehandlungen mit Systemp. Desensitizer (IVOCLAR VIVADENT), 0,2 %ige Chlorhexidin-, 95 %ige Ethanol- und 3 %ige Wasserstoffperoxidlösung) und der Einfluss unterschiedlich feuchter Dentinoberflächen auf den Verbund untersucht werden.

4. Material und Methoden

4.1. Untersuchte Werkstoffe

Um einem vorzeitigen Zerfall und Abbau der Materialien entgegen zu wirken [Eichner 1981], wurden alle untersuchten Werkstoffe ebenso wie das zur Konditionierung teilweise benötigte Phosphorsäuregel und auch die Komposite sowie der Desensitizer im Kühlschrank bei ca. 8 °C gelagert. Die Einteilung der untersuchten Multibottle-Adhäsive erfolgte in Total-Etch-Systeme, welche für den Verbund eine Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz mit 37 %iger Phosphorsäure benötigen (totalätzend), und Self-Etch-Systeme, bei denen dieser Schritt entfällt (selbstätzend):

4.1.1. Total-Etch-Produkte

Syntac (IVOCLAR VIVADENT)

(siehe Abb. 7)

Chargennummer:

LOT L00611 (Primer)

LOT K55730 (Adhesive)

LOT K52435 (Heliobond)

Zusammensetzung:

TEGDMA, Maleinsäure,
Dimethylketon, Wasser (Primer)

PEGDMA, Maleinsäure,
Glutaraldehyd, Wasser (Adhesive)

Bis-GMA, TEGDMA, Stabilisatoren und Katalysatoren (Heliobond)

Verarbeitung:

SÄT, Primer 15s einmassieren, verblasen, Adhesive 10s einmassieren, verblasen, Heliobond auftragen, verblasen, 10s lichtpolymerisieren



Abb. 7: Syntac

Gluma Solid Bond (HERAEUS)

(siehe Abb. 8)

Chargennummer:

LOT 265099 (EtchGel)

LOT 010039 (Primer)

LOT 010053 (Sealer)

Zusammensetzung:

20 %ige Phosphorsäure (EtchGel)

Ethanol, 2-HEMA, Maleinsäure,

TEGDMA (Primer)

Bis-GMA (Sealer)



Abb. 8: Gluma Solid Bond

Verarbeitung:

SÄT, Primer 30s einmassieren,

verblasen, Sealer auftragen, verblasen, 40s lichtpolymerisieren

Besonderheiten:

Eigenes Phosphorsäureätzgel (20 %ig) wird mitgeliefert

A.R.T Bond (COLTÈNE WHALEDENT)

(siehe Abb. 9)

Chargennummer:

LOT 0121107 (Primer A)

LOT 0121108 (Primer B)

LOT 0125852 (Bond)

Zusammensetzung:

Maleinsäure, Natriumfluorid, Wasser (Primer A)

Methacrylate, metharcyliertes Polyalkenoat,

Wasser (Primer B)

Methacrylate, metharcyliertes Polyalkenoat (Bond)



Abb. 9: A.R.T Bond

Verarbeitung:

SÄT, Primer A und B 1:1 5s mischen (cave: Anmischfehler), 30s einmassieren,

verblasen, Bond 20s einmassieren, leicht verblasen, 20s lichtpolymerisieren

Besonderheiten:

Pinselfalter erfordert ein Umstecken der Pinselchen

Ecusit (DMG)

(siehe Abb. 10)

Chargennummer:

LOT 583880 (Primer A)

LOT 583880 (Primer B)

LOT 583880 (Bond)

Zusammensetzung:

Wasser, Maleinsäure, hydrophile und saure Dentalharze, Katalysator, Additive (Primer)

Bis-GMA-basierte saure Harzmatrix, Katalysator, Additive (Mono)

Verarbeitung:

SÄT, Primer A und B 5s mischen (cave: Anmischfehler), 60s einmassieren, stark verblasen, Bond 20s einmassieren, kurz verblasen, 20s lichtpolymerisieren

Besonderheiten:

Ungünstige Farbgebung



Abb. 10: Ecusit

Optibond FL (KERR)

(siehe Abb. 11)

Chargennummer:

LOT 2765628

Zusammensetzung:

HEMA, Wasser, Ethanol, GPDM, PAMA, KC (Primer)

Bis-GMA, HEMA, GDMA, Ba-Al-

Borsilikat-Glas, Silikatglas, Na_2SiF_6 , KC (Adhäsiv)

Verarbeitung:

SÄT, Primer 15s einmassieren, 3s verblasen, Adhesive 15s einmassieren, 3s verblasen, 20s lichtpolymerisieren

Besonderheiten:

Darreichungsform – Unidose



Abb. 11: Optibond FL

4.1.2. Self-Etch-Produkte

AdheSE (IVOCLEAR VIVADENT)

(siehe Abb. 12)

Chargennummer:

LOT G03221 (Primer)

LOT G02780 (Bonding)

Zusammensetzung:

DMA, Phosphorsäure-acrylat, Initiatoren,
Stabilisatoren (Primer)

HEMA, DMA, Siliziumdioxid, Initiatoren,
Stabilisatoren (Bonding)

Verarbeitung:

Primer 30s einmassieren, verblasen,

Bonding auftragen, verblasen, 10s

lichtpolymerisieren, verblasen!

Besonderheiten:

Letzter Schritt nicht angegeben aber verbessert deutlich die Haftung



Abb. 12: AdheSE

One Coat SE Bond (COLTÈNE WHALEDENT)

(siehe Abb. 13)

Chargennummer:

LOT 0130036 (Primer)

LOT 0134507 (Bond)

Zusammensetzung:

Wasser, Acrylamidosulfonsäure, HEMA,
Glycerin-mono-/dimethacrylat, Polyalkenoat
metharcyliert (Primer)

HEMA, UDMA, Polyalkenoat metharcyliert,
Glycerin-mono-/dimethacrylat, (Bond)

Verarbeitung:

Primer 20s einmassieren, 2s verblasen, Bond 20s einmassieren, 2s verblasen,

10s lichtpolymerisieren



Abb. 13: One Coat SE

Clearfil SE Bond (KURARAY DENTAL)

(siehe Abb. 14)

Chargennummer:

LOT 00699A (Primer)

LOT 00999B (Bond)

Zusammensetzung:

MDP, HEMA, hydrophiles DMA, KC,
N,N-Diethanol-p-Toluidin, Wasser (Primer)

MDP, Bis-GMA, HEMA, hydrophiles DMA, KC, N,N-Diethanol-p-Toluidin, Kolloides
Siliziumoxyd (Bond)

Verarbeitung:

Primer 20s einmassieren, leicht verblasen, Bond auftragen, leicht verblasen, 10s
lichtpolymerisieren



Abb. 14: Clearfil SE Bond

Clearfil Protect Bond (KURARAY DENTAL)

(siehe Abb. 15)

Chargennummer:

LOT 00002A (Primer)

LOT 00004A (Bond)

Zusammensetzung:

MDP, MDPB, HEMA, hydrophiles DMA,
Wasser (Primer)

MD, Bis-GMA, HEMA, hydrophiles DMA,
KC, N,N-Diethanol-p-Toluidin, kolloides Siliziumoxyd, Natriumfluorid (Bond)

Verarbeitung:

Primer 20s einmassieren, leicht verblasen, Bond auftragen, leicht verblasen, 10s
lichtpolymerisieren

Besonderheiten:

Primer besitzt antibakterielle Eigenschaften gegen S. mutans durch MDPB



Abb. 15: Clearfil Protect Bond

Clearfil Liner Bond 2V (KURARAY DENTAL)

(siehe Abb. 16)

Chargennummer:

LOT 00151A (Primer A)

LOT 00149A (Primer B)

LOT 00244A (Bond)

Zusammensetzung:

Methacryloxyloxyethylphenylhydrogen-
phosphat, 5-Aminosalicylsäure, 2-HEMA, N,N-Di-Ethanol-p-Toluidin, Wasser,
Ethanol (Primer)

MDP, HEMA, DMA, N,N-Di-Ethanol-p-Toluidin, Siliziumoxid (Bond)

Verarbeitung:

Primer A und B mischen, 30s einmassieren, leicht verblasen, Bond auftragen,
leicht verblasen, 20s lichtpolymerisieren



Abb. 16: Clearfil Liner Bond 2V

Resulcin AquaPrime + Mono Bond (MERZ)

(siehe Abb. 17)

Chargennummer:

LOT 571995 (Primer A)

LOT 571995 (Primer B)

LOT 571995 (MonoBond)

Zusammensetzung:

Phosphorsäure-HEMA-Ester (Primer)

Wasser (Aqua Conservans)

Polymethacryl-Oligomaleinsäure, TEGDMA,

Bis-GMA (MonoBond)

Verarbeitung:

Primer A und B mischen, 20-30s
einmassieren, leicht verblasen, Bond
auftragen, leicht verblasen, 30s lichtpolymerisieren

Besonderheiten:

Wetbonding (acetonefrei)



Abb. 17: Resulcin AquaPrime
+ Mono Bond

Contax (DMG)

(siehe Abb. 18)

Chargennummer:

LOT 589774 (Primer)

LOT 589774 (Bond)

Zusammensetzung:

Wasser, Maleinsäure, NaF (Primer)

hydrophile und saure Bis-GMA-basierte

Harzmatrix, Katalysator (Bond)

Verarbeitung:

Primer 20s einmassieren, Bond 20s einarbeiten, kurz verblasen, 20s

lichtpolymerisieren



Abb. 18: Contax

Silorane System Adhesive (3M ESPE)

(siehe Abb. 19)

Chargennummer:

LOT 7AE (Primer)

LOT 7AD (Bond)

LOT 7AJ (Filtek)

Zusammensetzung:

Ethanol, Dimethylaminoethylmethacrylat,

Hema, Wasser, KC, Bisphenol-A-

diglycidylmethacrylat, silanisierte

Kieselsäure, Phosphorsäure-methacryloxy-

hexylester Copolymer aus Itacon- und

Acrylsäure, Hexandioldimethacrylat, Diphenyl(2,4,6-trimethylbenzoyl)

phosphinoxid (Primer)

(1-Methylethyliden)bis(4,1-phenylenoxy-3,1-propandiyl)bis-methacrylat,

Triethylenglycoldimethacrylat, 1,6-Hexandioldimethacrylat, Phosphorsäure-

methacryloxy-hexylester, Kieselsäure, silanisiert (Bond)

Verarbeitung:

Primer 15s einmassieren, verblasen, 10s lichtpolymerisieren, Bond auftragen,

verblasen, 10s lichtpolymerisieren

Besonderheiten:

Adhäsivsystem speziell für mitgelieferten Siloran-Füllungswerkstoff



Abb. 19: Silorane System Adhesive

Multilink Automix (IVOCLAR VIVADENT)

(siehe Abb. 20)

Chargennummer:

LOT K57579 (Befestigungskomposit)

LOT K07196 (Primer A)

LOT K15868 (Primer B)

LOT K10155 (Monobond S)

Zusammensetzung:

Dimethacrylaten, HEMA, anorganische Füllstoffe, Ytterbiumtrifluorid, Initiatoren, Stabilisatoren und Pigmente (Befestigungskomposit)

Wasser und Initiatoren (Primer A)

Phosphonsäureacrylat, HEMA, methacrylat modifizierte Polyacrylsäure und Stabilisator (Primer B)

Bis-GMA, Dimethacrylat, Initiatoren und Stabilisatoren (HelioBond S)

Verarbeitung:

Primer A und B mischen (Verhältnis 1:1), Applikation des Primers (auf Dentin 15 s), mit wasser- und ölfreier Luft verblasen, Applikation des Befestigungskomposits, Einsetzen der Restauration, Lichtaktivierung (2 – 4 s), Entfernen der Überschüsse, Lichtpolymerisation (20 s)

Besonderheiten:

Spezielles Adhäsivsystem zur Befestigung indirekter Restaurationen



Abb. 20: Multilink Automix

4.1.3. Sonstige Materialien

<u>Produktname</u>	<u>Chargennummer</u>	<u>Inhalt</u>
Kallocryl – Kaltpolymerisat Kallocryl – A/C SPEIKO	LOT 10310 LOT 10139	Polymer (PMMA) Monomer (MMA)
Scotchbond Ätzel 3M ESPE	LOT 8LB	37 % Phosphorsäure
Tetric EvoCeram IVOCLAR VIVADENT	LOT G2008	Acrylatbasiertes Komposit
Systemp.desensitizer IVOCLAR VIVADENT	LOT K05582	PEGDMA und Glutaraldehyd in wässriger Lösung
Chlorhexidinlösung	LOT 100707	0,2 % Chlorhexidindigluconat
Ethanollösung	LOT 101306	95 % Ethanol
Wasserstoffperoxidlösung	LOT 010607	5 % Wasserstoffperoxid

4.2. Herstellung der Prüfkörper

Zur Messung der Druck-Scherfestigkeit mussten die Zähne eine Quaderform annehmen. Dazu wurde mittels eines zuvor angefertigten Gipsstempels eine Silikonhohlform hergestellt (siehe Anhang). In dieser konnten dann entsprechende Prüfkörper zur Untersuchung des Dentin- bzw. Schmelzverbundes wie folgt hergestellt werden:

4.2.1. Prüfkörper zur Untersuchung der Haftfestigkeit zum Dentin

Zunächst wurden in die vier Kammern (50 mm x 20 mm x 20 mm) der Silikonhohlform jeweils fünf extrahierte menschliche kariesfreie Zähne, vorzugsweise Molaren (siehe Abb. 21A), parallel hinein gelegt und durch zugeschnittene Papierstreifen voneinander abgetrennt. Die einzelnen Bereiche wurden dann mit SPEIKO Kallocryl – Kaltpolymerisat (siehe Anhang) ausgegossen, so dass die Zähne vollständig mit PMMA umschlossen und somit in Blöcken fixiert waren (siehe Abb. 21B). Die Verarbeitung erfolgt nach Herstellerangaben. Dazu musste das Polymer Kallocryl – Kaltpolymerisat mit dem entsprechenden Monomer Kallocryl A/C im Verhältnis 2:1 gemischt werden und für ca. 5 min ruhen.

Anschließend wurde die Silikonhohlform ausgegossen und für 30 min bei ca. 2,5 bar im Drucktopf belassen. Dann konnten die vier Blöcke aus der Form entnommen werden und die einzelnen Prüfkörper durch die Papierstreifen leicht voneinander getrennt werden. Die ca. 4 cm² großen Seitenflächen wurden mit Hilfe des Diamanttrimmers WASSERMANN HSS 88 (siehe Anhang) unter Wasserkühlung vorsichtig beschliffen, bis eine ausreichend große Dentinfläche frei lag, ohne dabei das Pulpencavum zu eröffnen (siehe Abb. 21C). Anschließend wurde die Oberfläche mit Hilfe des Nassschleifgerätes WIRTZ/BUEHLER Phoenix Beta-2 (siehe Anhang) und Korundpapier der Körnung 400 µm unter Wasserkühlung geglättet und in physiologischer Kochsalzlösung bis zur Verwendung gelagert, um einer Beeinflussung der Haftung durch Übertrocknung entgegen zu wirken [Freitag/Hellwig 2007].

Die Dentinprüfkörper wurden danach wenn vom Hersteller nicht anders gefordert für 5 s mit einem Luftstrom getrocknet und mit den einzelnen Adhäsivsystemen für den Aufbau mit dem Komposit Tetric EvoCeram (siehe Anhang) nach Herstellerangaben behandelt. Bei Adhäsivsystemen in Total-Etch-Technik die kein firmeneigenes Ätzgel enthielten, wurde die Dentinoberfläche 15 s mit dem Scotchbond Phosphorsäuregel

der Firma 3M ESPE (siehe Anhang) konditioniert. Zum Aufbringen des Komposits auf die vorbehandelte Dentinfläche diente ein aufgesetzter Messingring ($\varnothing = 5 \text{ mm}$; $h = 2 \text{ mm}$) als Formhilfe. Nachdem das Material mittels der LED-Polymerisationslampe Elipar FreeLight 2 von 3M ESPE (siehe Anhang) mit 20 s Belichtungszeit ausgehärtet war, wurde der Ring vorsichtig wieder entfernt (siehe Abb. 21D).

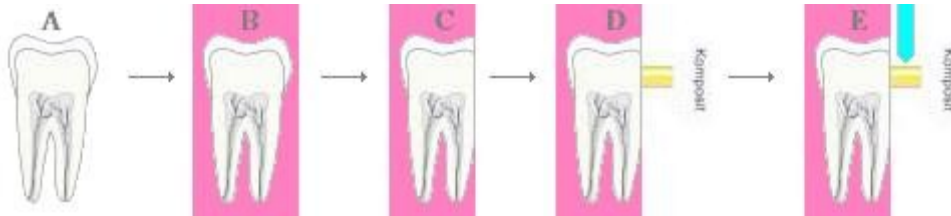


Abb. 21: Herstellung der Prüfkörper zur Untersuchung der Dentinhaftung

Für die Untersuchung von Multilink Automix, einem Adhäsivsystem zur indirekten Befestigung von Restaurationen, musste der Versuchsaufbau etwas variiert werden. Zunächst wurden Prüfzylinder aus Komposit mittels Messingring ($\varnothing = 5 \text{ mm}$; $h = 2 \text{ mm}$) hergestellt und mit $400 \mu\text{m}$ gekörntem Schleifpapier beschliffen. Anschließend wurde das Adhäsivsystem nach Herstellerangaben auf die Dentinoberfläche aufgetragen und mit einem Gewicht von 8 kg belastet. Wie vom Hersteller beschrieben, wurde der Verbund zunächst für 1 – 2 s lichtgehärtet, und der Überschuss an Befestigungskomposit entfernt. Darauf folgte das definitive Aushärten des Adhäsivsystems für 20 s.

Bei den vorbehandelten Proben wurde die Dentinfläche der fertigen Prüfkörper vor der Verwendung des Adhäsivsystems für 20 s mittels eines in Wasserstoffperoxid-, Chlorhexidin- oder Ethanollösung getränkten Wattebausch bzw. durch die mitgelieferte Applikationshilfe mit dem Desensitizer benetzt und anschließend für 5 s durch einen Luftstrom getrocknet.

Die unterschiedlich feuchten Proben wurden entweder mit einem sanften Luftstrom leicht verblasen, mit einem Wattepellet abgetupft oder gänzlich nass belassen.

4.2.2. Prüfkörper zur Untersuchung der Haftfestigkeit zum Schmelz

Eine ausreichend große, plane Schmelzfläche mit einem Durchmesser von mindestens 5 mm konnte bei unseren extrahierten menschlichen Zähnen nicht geschaffen werden, ohne dabei das Dentin stellenweise frei zu legen. Daher wurden hierfür Frontzähne von Rindern verwendet.

Diese sind ausreichend groß und in genügender Anzahl vorhanden. Ihr Zahnschmelz stimmt in seinen biologischen, chemischen und physikalischen Eigenschaften mit dem der menschlichen Zähne weitgehend überein [Fitchie et al. 1993, Kells/Kennedy 1995, Esser et al. 1998], so dass der Schmelz für unsere Versuche substituiert werden kann.

Damit sie eine Quaderform annehmen konnten, wurde die Wurzel am Zahnhals abgetrennt und danach wie unter 4.2.1. beschrieben, in PMMA eingebettet und beschliffen. Auch der Schmelz wurde für die totalätzenden Systeme mit dem Phosphorsäuregel Scotchbond geätzt (siehe Anhang), wenn bei den Adhäsivsystemen kein spezieller Konditionierer mitgeliefert wurde. Entsprechend den Herstellerangaben wurde die Einwirkzeit im Schmelzbereich auf 30 s verlängert. Das weitere Vorgehen erfolgte wie in 4.2.1. beschrieben.

4.3. Untersuchungsmethoden

Untersucht wurde die Haftfestigkeit des Komposit-Zahnhartsubstanz-Verbundes sowohl in einem Kurz- als auch in einem Langzeitversuch gemäß DIN EN ISO 4049. Dazu wurde wie folgt verfahren:

4.3.1. Initialverbund nach 24 h Lagerung bei 37 °C

Zur Untersuchung der initialen Haftfestigkeit wurden die Verbunde vor der Festigkeitsprüfung für 24 h in physiologischer Kochsalzlösung bei 37 °C in einem Thermoschrank der Firma BINDER (siehe Anhang) gelagert. Es wurden für jede Verbundkombination mindestens zehn Proben hergestellt.

4.3.2. Langzeitverbund nach Temperaturlastwechsel

Zur Untersuchung der Dauerhaftigkeit wurden die Verbunde vor der Festigkeitsprüfung einem Temperaturlastwechsel mit dem Thermocycler V2.5 der Firma WILLYTEC (siehe Anhang) von 25000 Zyklen zwischen 5 °C und 55 °C ausgesetzt. Die Verweildauer in den beiden Temperaturbädern betrug jeweils 15 s. Es wurden in jeder Untersuchungsreihe fünf bis zehn Messungen durchgeführt.

4.3.3. Untersuchung der Druck-Scherfestigkeit

Die Stärke des Haftverbundes wurde durch die Druck-Scherfestigkeit gemäß der DIN EN ISO 10477 bestimmt. Die Prüfkörper mit aufsitzendem Zylinder aus Komposit, wurden mit der planen Seite so auf das Metalllager der Abschervorrichtung gelegt, dass der Stempel ohne Berührung des Trägerbarrens auf den Zylinder des restaurativen Werkstoffes traf (siehe Abb. 21E).

Der auf der Traverse der Universalprüfmaschine Z005 der Firma ZWICK/ROELL (siehe Anhang) befestigte Übertragungsstößel wurde mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min und einer Vorkraft von 1 N gegen den im Querschnitt rechteckigen und in der Seitenansicht nicht spitzen Stempel, also kein Knife-Edge-Blade, der Abschervorrichtung gefahren.

Die Druck-Scherfestigkeit errechnet sich als Quotient von einwirkender Kraft und Haftfläche in MPa. Die Haftfläche war definiert durch die Grundfläche des Prüfzylinders mit einem Durchmesser von 5 mm und betrug jeweils 19,6 mm².

4.4. Statistische Auswertung der Messergebnisse

Aus den erfassten einzelnen Messwerten wurde der Mittelwert der entsprechenden Untersuchungsreihe errechnet und in Form eines Balkendiagramms graphisch veranschaulicht.

Desweiteren wurde die mittlere Abweichung der einzelnen Messwerte um den Mittelwert bestimmt und in alle Grafiken eingetragen. Normalverteilte Zufallsgrößen werden durch Angabe von Mittelwert und Standardabweichung vollständig beschrieben.

Zum Vergleich der Ergebnisse und deren Auswertung wurde ein Signifikanztest durchgeführt. Im Folgenden werden die genannten mathematischen Verfahren beschrieben.

4.4.1. Berechnung des Mittelwertes

Der Mittelwert ist in der Statistik ein aggregierender Parameter, mit dem Ziel wesentliche Informationen einer längeren Messreihe in wenigen Daten zu konzentrieren. Er bezeichnet einen Wert \bar{x} , den man n vorgegebenen Werten nach einer bestimmten Vorschrift zuordnet und der zwischen dem größten und dem kleinsten dieser Werte liegt.

Es wurde in den Untersuchungen das arithmetische Mittel, also der Durchschnitt, errechnet. Dieser bezeichnet die Summe aller x -Werte, dividiert durch die Anzahl der Beobachtungen (siehe Abb. 22).

$$\bar{x}_{\text{arithm}} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i = \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_n}{n}$$

Abb. 22: Formel des arithmetischen Mittels

Der Durchschnitt ist für normalverteilte Stichproben am Aussagekräftigsten und die Voraussetzung für die weiteren Berechnungen.

4.4.2. Berechnung der Standardabweichung

Die Standardabweichung ist ein Maß für die Streuung von Werten um ihren arithmetischen Mittelwert. Sie ist für eine Zufallsvariable x definiert, als die positive Quadratwurzel aus der Varianz und wird mit S bezeichnet.

Kann man für die Berechnung der Varianz davon ausgehen, dass die angegebenen Werte den Argumenten einer Grundgesamtheit vollständig entsprechen, wird die Summe der quadrierten Differenzen von den einzelnen Argumenten und dem arithmetischen Mittel durch n geteilt.

Sind die angegebenen Werte jedoch unabhängige und identisch verteilte Zufallsvariablen, also beispielsweise eine Stichprobe der Grundgesamtheit, so ist die berechnete Standardabweichung eine erwartungstreue Schätzung der Standardabweichung der Grundgesamtheit. Das bedeutet, es wird durch $n - 1$ anstatt nur durch n geteilt (siehe Abb. 23).

$$S := \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2}$$

Abb. 23: Formel der Standardabweichung

Für Stichproben mit vielen Werten werden jedoch bei beiden Methoden näherungsweise die gleichen Werte zurückgegeben.

4.4.3. Durchführung des Signifikanztests

Zum Vergleich zweier unabhängiger normalverteilter Messreihen mit unterschiedlicher Standardabweichung und deren Überprüfung auf Signifikanz eignet sich der heteroskedastische t-Test für zwei unabhängige Stichproben.

Getestet wurde dabei die Nullhypothese, also die Annahme es läge kein signifikanter Unterschied zwischen Messreihe x und y vor, gegen die zweiseitige Alternative, also die Annahme Messreihe y wäre signifikant besser oder schlechter als Messreihe x. Er gibt also an, mit wie viel Prozent Unsicherheit ein signifikanter Unterschied besteht.

Wenn die zur Standardisierung des Mittelwerts benötigte Varianz des Merkmals mit der Stichprobenvarianz geschätzt werden muss, ist der standardisierte Mittelwert normalverteilter Daten t-verteilt. Diese Verteilung zeigt für kleine Werte des Parameters n eine größere Breite und Flankenbetonung als die Normalverteilung. Die errechnete Prüfgröße (siehe Abb. 24) muss dann also über die Studentsche-t-Verteilung dem entsprechenden p-Quantil zugeordnet werden, wobei immer $0 \leq p \leq 1$ gilt.

$$v = \sqrt{\frac{nm}{n+m}} \frac{(\bar{x} - \bar{y}) - \omega_0}{s_D} \quad \text{mit} \quad s_D = \sqrt{\frac{(n-1)s_X^2 + (m-1)s_Y^2}{n+m-2}}$$

Abb. 24: Formel des t-Tests

Für die statistische Auswertung der einzelnen Werte wurde eine Signifikanzschranke von 0,05 festgelegt. Dabei bezeichnet die Schranke, ob ein signifikanter Unterschied vorliegt oder nicht. Ist $p \leq 0,05$ besteht, mit einer höchstens 5 %igen Unsicherheit, ein signifikanter Unterschied zwischen den Einzelwerten zweier Messreihen. Bei einem $p \leq 0,01$ ist der Unsicherheit höchstens 1 %ig und der Unterschied damit hochsignifikant.

5. Ergebnisse

Die Übersicht der jeweiligen Messergebnisse ist graphisch in einem Säulendiagramm veranschaulicht. Entsprechend erfolgt die Auswertung in einer Tabelle, in der die Adhäsivsysteme gegenübergestellt sind und die Signifikanz (n. s. = nicht signifikant bei $p > 0,05$; sig. = signifikant bei $p \leq 0,05$; h. s. = hochsignifikant bei $p \leq 0,01$; ↓ = schlechter; ↑ = besser) angegeben ist.

5.1. Multibottle-Adhäsivsysteme im Vergleich

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse der in Abschnitt 4.2. beschriebenen Total-Etch- und Self-Etch-Multibottle-Adhäsivsysteme zur Befestigung direkter Restaurationen, also mit Ausnahme vom Multilink Automix, präsentiert.

5.1.1. Übersicht der getesteten Adhäsivsysteme

Abb. 37 zeigt die initiale Druck-Scherfestigkeit zum Dentin. In der Übersicht wird deutlich, dass es eine große Streuung der einzelnen Haftwerte innerhalb der Gruppen Total-Etch- (siehe Tab. 1) und Self-Etch-Systeme (siehe Tab. 2) gibt, wobei beide durchaus miteinander vergleichbar sind. Die Werte einiger Self-Etch-Adhäsive zeigen eine signifikant niedrigere Haftung als bsw. Optibond FL (siehe Tab. 3), jedoch sind z. B. die Haftwerte von One Coat SE Bond hochsignifikant höher als die der Total-Etch-Systeme Ecusit, A.R.T Bond, Syntac (siehe Tab. 4). Darüber hinaus haften alle getesteten totalätzenden Adhäsivsysteme deutlich schlechter als Clearfil Liner Bond 2V.

Das Silorane System Adhesive erreichte den niedrigsten Haftwert. Dieser war hochsignifikant niedriger als der von Optibond FL oder One Coat SE Bond. Er war jedoch nicht signifikant verschieden, von den Werten einiger anderer Adhäsive aus den Gruppen der selbst- und totalätzenden Systeme, wie bsw. Syntac oder Resulcin AquaPrime + MonoBond (siehe Tab. 3 und Tab. 4).

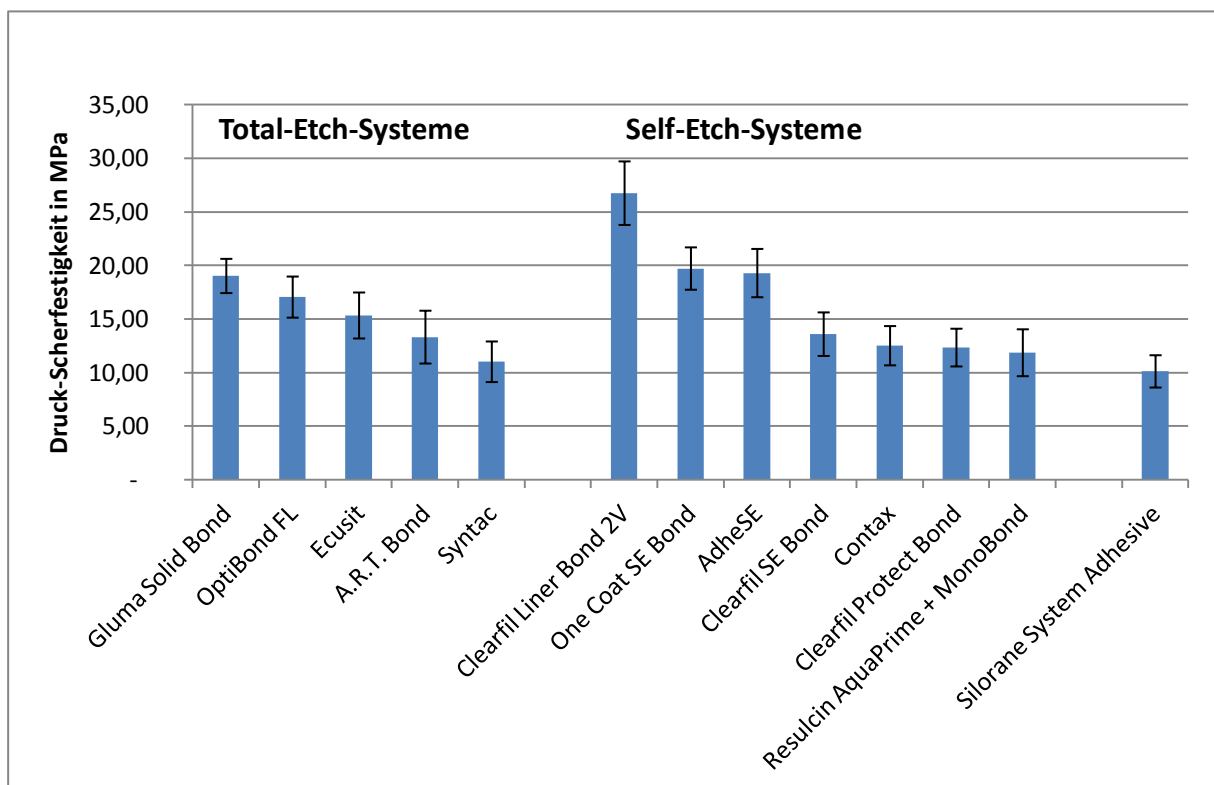


Abb. 37: Druck-Scherfestigkeit unterschiedlicher Multibottle-Systeme zu Dentin nach 24 h Lagerung

Tab. 1: Signifikanztest der TE-Systeme untereinander

	Gluma Solid Bond	Optibond FL	Ecusit	A.R.T. Bond	Syntac
Gluma Solid Bond	-----	n. s. ↑ (p=0,23)	sig. ↑ (p=0,02)	h. s. ↑ (p=0,00)	h. s. ↑ (p=0,00)
Optibond FL	n. s. ↓ (p=0,23)	-----	n. s. ↑ (p=0,29)	n. s. ↑ (p=0,07)	h. s. ↑ (p=0,00)
Ecusit	sig. ↓ (p=0,02)	n. s. ↓ (p=0,29)	-----	n. s. ↑ (p=0,28)	h. s. ↑ (p=0,00)
A.R.T. Bond	h. s. ↓ (p=0,00)	n. s. ↓ (p=0,07)	n. s. ↓ (p=0,28)	-----	n. s. ↑ (p=0,21)
Syntac	h. s. ↓ (p=0,00)	h. s. ↓ (p=0,00)	h. s. ↓ (p=0,00)	n. s. ↓ (p=0,21)	-----

Tab. 2: Signifikanztest der SE-Systeme untereinander

	Clearfil LB 2V	OneCoat SEBond	AdheSE	Clearfil SEBond	Contax	Clearfil PrBond	Resulcin AP+MB
Clearfil LB 2V	-----	h. s. ↑ (p=0,01)	h. s. ↑ (p=0,01)	h. s. ↑ (p=0,00)	h. s. ↑ (p=0,00)	h. s. ↑ (p=0,00)	h. s. ↑ (p=0,00)
OneCoat SEBond	h. s. ↓ (p=0,01)	-----	n. s. ↑ (p=0,83)	h. s. ↑ (p=0,00)	h. s. ↑ (p=0,00)	h. s. ↑ (p=0,00)	h. s. ↑ (p=0,00)
AdheSE	h. s. ↓ (p=0,01)	n. s. ↓ (p=0,83)	-----	h. s. ↑ (p=0,00)	h. s. ↑ (p=0,00)	h. s. ↑ (p=0,00)	h. s. ↑ (p=0,00)
Clearfil SEBond	h. s. ↓ (p=0,00)	h. s. ↓ (p=0,00)	h. s. ↓ (p=0,00)	-----	n. s. ↑ (p=0,47)	n. s. ↑ (p=0,37)	n. s. ↑ (p=0,28)
Contax	h. s. ↓ (p=0,00)	h. s. ↓ (p=0,00)	h. s. ↓ (p=0,00)	n. s. ↓ (p=0,47)	-----	n. s. ↑ (p=0,90)	n. s. ↑ (p=0,67)
Clearfil PrBond	h. s. ↓ (p=0,00)	h. s. ↓ (p=0,00)	h. s. ↓ (p=0,00)	n. s. ↓ (p=0,37)	n. s. ↓ (p=0,90)	-----	n. s. ↑ (p=0,75)
Resulcin AP+MB	h. s. ↓ (p=0,00)	h. s. ↓ (p=0,00)	h. s. ↓ (p=0,00)	n. s. ↓ (p=0,28)	n. s. ↓ (p=0,67)	n. s. ↓ (p=0,75)	-----

Tab. 3: Signifikanztest SE-Systeme – Optibond FL / Silorane System Adhesive

	Clearfil LB 2V	OneCoat SEBond	AdheSE	Clearfil SEBond	Contax	Clearfil PrBond	Resulcin AP+MB
Optibond FL	h. s. ↓ (p=0,00)	n. s. ↓ (p=0,14)	n. s. ↓ (p=0,25)	sig. ↑ (p=0,04)	h. s. ↑ (p=0,01)	h. s. ↑ (p=0,01)	h. s. ↑ (p=0,01)
Silorane SysAdh	h. s. ↓ (p=0,00)	h. s. ↓ (p=0,00)	h. s. ↓ (p=0,00)	sig. ↓ (p=0,03)	n. s. ↓ (p=0,12)	n. s. ↓ (p=0,13)	n. s. ↓ (p=0,28)

Tab. 4: Signifikanztest TE-Syteme – One Coat SE Bond / Silorane System Adhesive

	Gluma Solid Bond	Optibond FL	Ecusit	A.R.T. Bond	Syntac
One Coat SE Bond	n. s. ↑ (p=0,67)	n. s. ↑ (p=0,14)	h. s. ↑ (p=0,01)	h. s. ↑ (p=0,00)	h. s. ↑ (p=0,00)
Silorane SysAdh	h. s. ↓ (p=0,00)	h. s. ↓ (p=0,00)	h. s. ↓ (p=0,00)	n. s. ↓ (p=0,10)	n. s. ↓ (p=0,54)

5.1.2. Vergleich Schmelz- / Dentinhaftung

Abb. 38 zeigt die initiale Druck-Scherfestigkeit zum Dentin und Schmelz. Es wird deutlich, dass der Verbund von Optibond FL zum Schmelz ähnlich stabil ist wie zum Dentin (siehe Tab. 5). Die Haftung der meisten getesteten Self-Etch-Systeme ist zum Schmelz hochsignifikant niedriger als zum Dentin (siehe Tab. 5) und zum Schmelzverbund mit Optibond FL (siehe Tab. 6). Lediglich Clearfil Protect Bond bildet einen hochsignifikant besseren Verbund zum Schmelz als zum Dentin (siehe Tab. 5) und ist damit nicht signifikant verschieden von den Haftwerten von Optibond FL am Schmelz (siehe Tab. 6).

Der Schmelzverbund vom Silorane System Adhesive ist auf dem gleichen Niveau wie der Dentinverbund (siehe Tab. 5). Er ist hochsignifikant niedriger als der von Optibond FL und Clearfil Protect Bond und nicht signifikant verschieden von den Haftwerten der anderen selbstätzenden Adhäsive zum Schmelz (siehe Tab. 6).

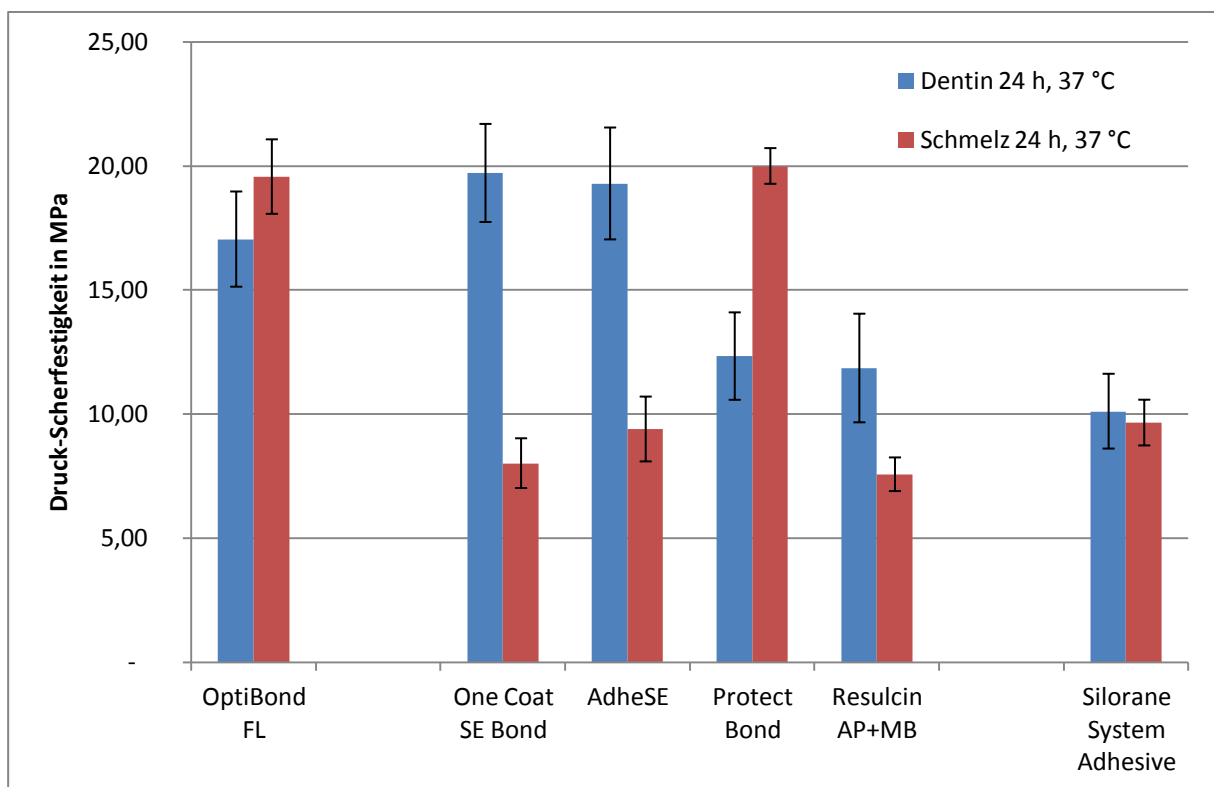


Abb. 38: Druck-Scherfestigkeit unterschiedlicher Multibottle-Systeme zu Dentin und Schmelz nach 24 h Lagerung

Tab. 5: Signifikanztest Schmelz- / Dentinhaftung

	Optibond FL	One Coat SE Bond	AdheSE	Clearfil ProtectB	Resulcin AP+MB	Silorane SysAdh
Dentin/ Schmelz	n. s. ↑ (p=0,15)	h. s. ↓ (p=0,00)	h. s. ↓ (p=0,00)	h. s. ↑ (p=0,00)	h. s. ↓ (p=0,00)	n. s. ↓ (p=0,72)

Tab. 6: Signifikanztest Schmelzhaftung

	One Coat SE Bond	AdheSE	Clearfil ProtectB	Resulcin AP+MB	Silorane SysAdh
Optibond FL	h. s. ↑ (p=0,00)	h. s. ↑ (p=0,00)	n. s. ↓ (p=0,77)	h. s. ↑ (p=0,00)	h. s. ↑ (p=0,00)
Silorane SysAdh	n. s. ↑ (p=0,12)	n. s. ↑ (p=0,85)	h. s. ↓ (p=0,00)	n. s. ↑ (p=0,15)	-----

5.1.3. Langzeituntersuchung nach Temperaturlastwechsel

Abb. 39 zeigt die Druck-Scherfestigkeit zu Dentin und Schmelz nach 24 h Lagerung und nach 25000 Zyklen Temperaturlastwechsel.

Optibond FL zeigt einen hochsignifikanten Abfall der Haftwerte an beiden Zahnhartsubstanzen nach thermozyklischem Stress (siehe Tab. 7). Die Haftfestigkeiten von One Coat SE Bond und Silorane System Adhesive fallen nur beim Dentinverbund hochsignifikant ab (siehe Tab. 7) und sind hochsignifikant niedriger als nach Verwendung von Optibond FL (siehe Tab. 8). Die Schmelzhaftung bleibt nach Temperaturlastwechsel relativ stabil (siehe Tab. 7) und ist nicht signifikant verschieden vom Schmelzverbund mittels Optibond FL (siehe Tab. 9).

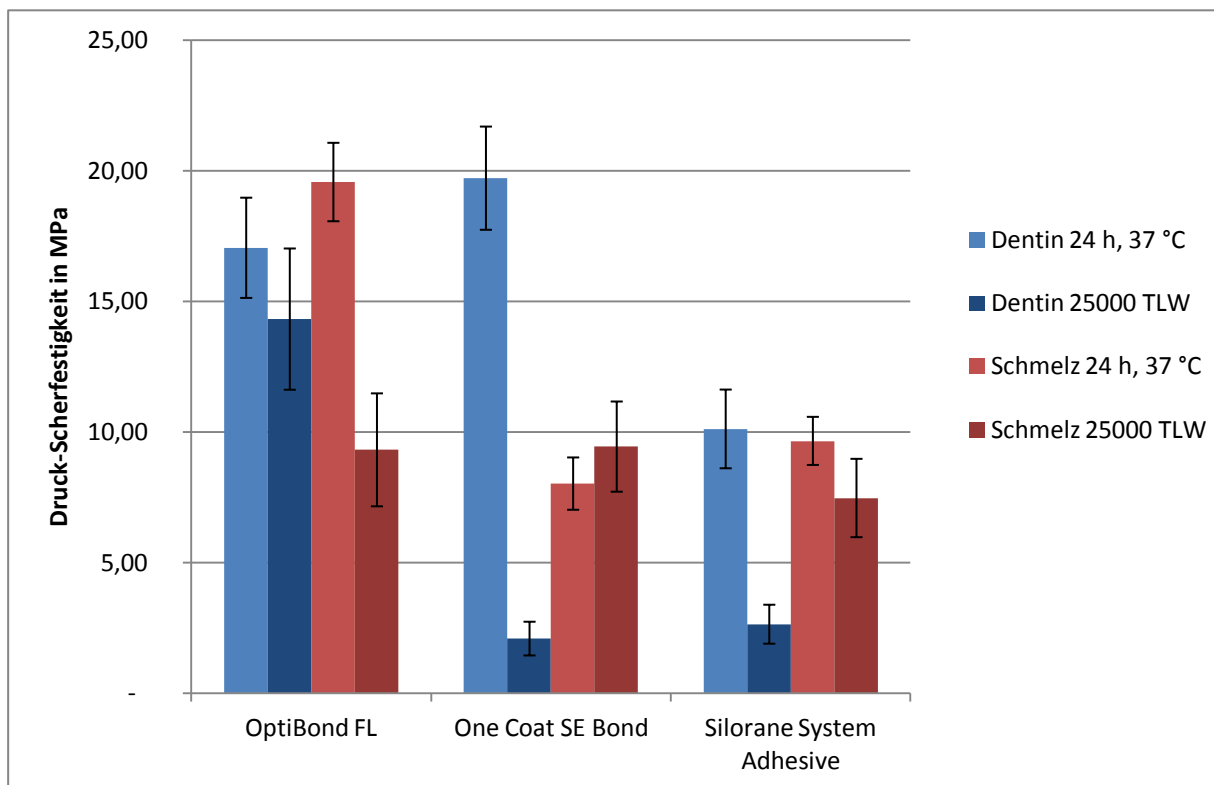


Abb. 39: Druck-Scherfestigkeit ausgewählter Multibottle-Systeme zu Dentin und Schmelz nach 24 h Lagerung und nach 25000 TLW

Tab. 7: Signifikanztest initiale Haftung / Haftung nach Temperaturlastwechsel

	Optibond FL	One Coat SE Bond	Silorane SysAdh
Dentin	n. s. ↓ (p=0,27)	h. s. ↓ (p=0,00)	h. s. ↓ (p=0,00)
Schmelz	h. s. ↓ (p=0,00)	n. s. ↑ (p=0,48)	n. s. ↓ (p=0,19)

Tab. 8: Signifikanztest Dentinhaftung nach Temperaturlastwechsel

	Optibond FL	One Coat SE Bond	Silorane SysAdh
Optibond FL	-----	h. s. ↑ (p=0,00)	h. s. ↑ (p=0,00)
One Coat SE Bond	h. s. ↓ (p=0,00)	-----	n. s. ↓ (p=0,51)
Silorane SysAdh	h. s. ↓ (p=0,00)	n. s. ↑ (p=0,51)	-----

Tab. 9: Signifikanztest Schmelzhaftung nach Temperaturlastwechsel

	Optibond FL	One Coat SE Bond	Silorane SysAdh
Optibond FL	-----	n. s. ↓ (p=0,96)	n. s. ↑ (p=0,45)
One Coat SE Bond	n. s. ↑ (p=0,96)	-----	n. s. ↑ (p=0,39)
Silorane SysAdh	n. s. ↓ (p=0,45)	n. s. ↓ (p=0,39)	-----

5.2. Vergleich Multibottle- / Onebottle-Systeme

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse der Haftfestigkeit von den Multibottle-Adhäsiven Optibond FL und One Coat SE Bond mit ausgewählten Onebottle-Systemen verglichen. Die Werte der Onebottle-Systeme wurden der Promotionsschrift von ZA Lars Eichmann entnommen.

In den Tabellen steht dabei D bzw. S für jeweils die Dentin- bzw. Schmelzhaftung und 24 h bzw. TLW für entsprechend den Initialverbund nach 24 h Lagerung bzw. die Haftung nach 25000 Zyklen Temperaturlastwechsel.

5.2.1. Total-Etch-Produkte

Das Multibottle-Adhäsivsystem Optibond FL wurde den beiden Onebottle-Adhäsiven Clearfil Photo Bond und Gluma Comfort Bond gegenüber gestellt. Abb. 40 zeigt die Druck-Scherfestigkeit dieser drei totalätzenden Adhäsive zu Dentin und Schmelz nach 24 h Lagerung und nach 25000 Zyklen Temperaturlastwechsel.

Die beiden Onebottle-Systeme ähneln Optibond FL bezüglich ihrer Haftwerte und weichen zumindest nicht hochsignifikant ab. Lediglich Gluma Comfort Bond haftet am Schmelz initial signifikant schlechter als Optibond FL, nach thermozyklischem Stress sind die Haftwerte am Schmelz jedoch signifikant besser.

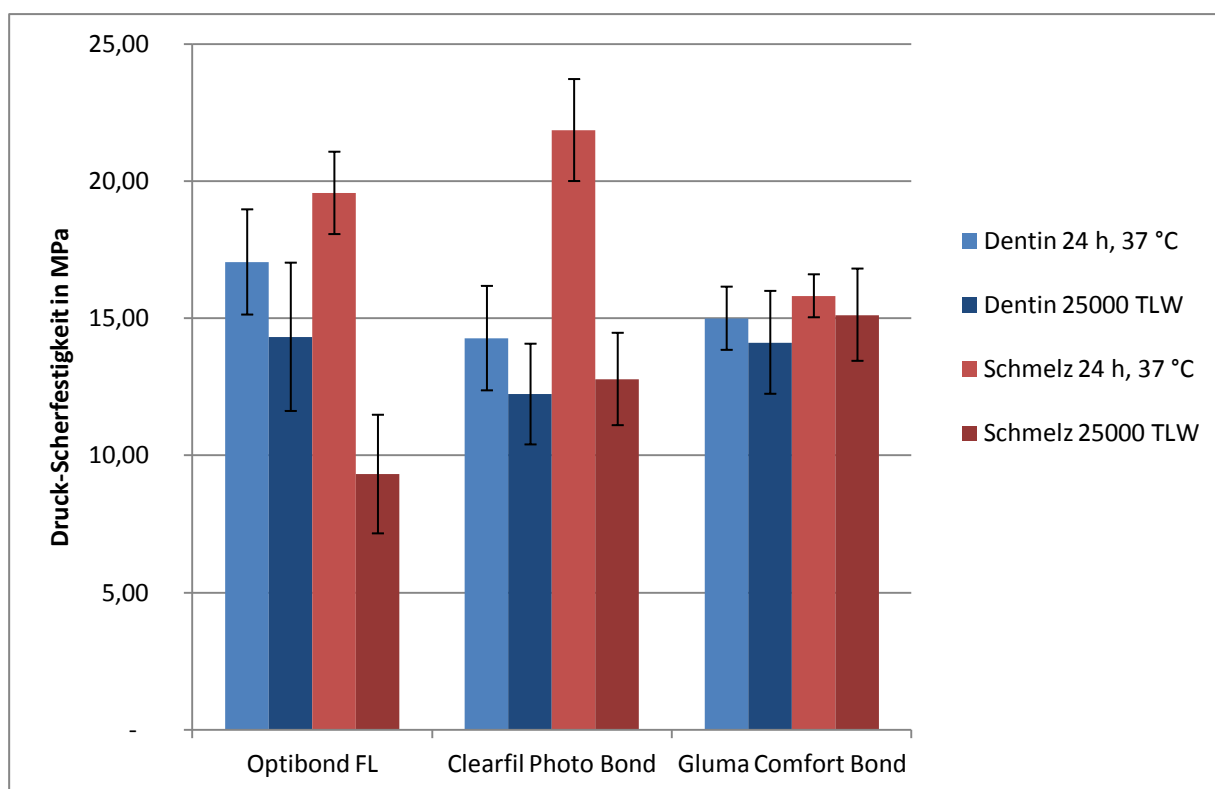


Abb. 40: Druck-Scherfestigkeit unterschiedlicher Self-Etch-Systeme zu Dentin und Schmelz nach 24 h Lagerung und nach 25000 TLW

Tab. 10: Signifikanztest Haftwerte Multibottle- / Onebottle-Systeme

	Clearfil Photo Bond				Gluma Comfort Bond			
	D(24h)	D(TLW)	S(24h)	S(TLW)	D(24h)	D(TLW)	S(24h)	S(TLW)
Optibond FL	n. s. ↑ 0,09	n. s. ↑ 0,41	n. s. ↓ 0,23	n. s. ↓ 0,19	n. s. ↑ 0,16	n. s. ↑ 0,95	sig. ↑ 0,02	sig. ↓ 0,05

5.2.2. Self-Etch-Produkte

Das Multibottle-Adhäsivsystem One Coat SE Bond wurde den beiden Onebottle-Adhäsiven Prompt L-Pop und iBond gegenüber gestellt. Abb. 41 zeigt die Druck-Scherfestigkeit dieser drei selbstätzenden Adhäsive zum Dentin und Schmelz nach 24 h Lagerung und nach 25000 Zyklen Temperaturlastwechsel.

Die initiale Haftung am Dentin unterscheidet sich bei den drei Self-Etch-Systemen kaum, nach Temperaturlastwechsel haften die Einf Flaschenadhäsive jedoch hochsignifikant besser als One Coat SE Bond. Am Schmelz haften die Einf Flaschenadhäsiven initial hochsignifikant besser, nach Temperaturlastwechsel haftet Prompt L-Pop signifikant besser, iBond ist nicht signifikant verschieden zu One Coat SE Bond.

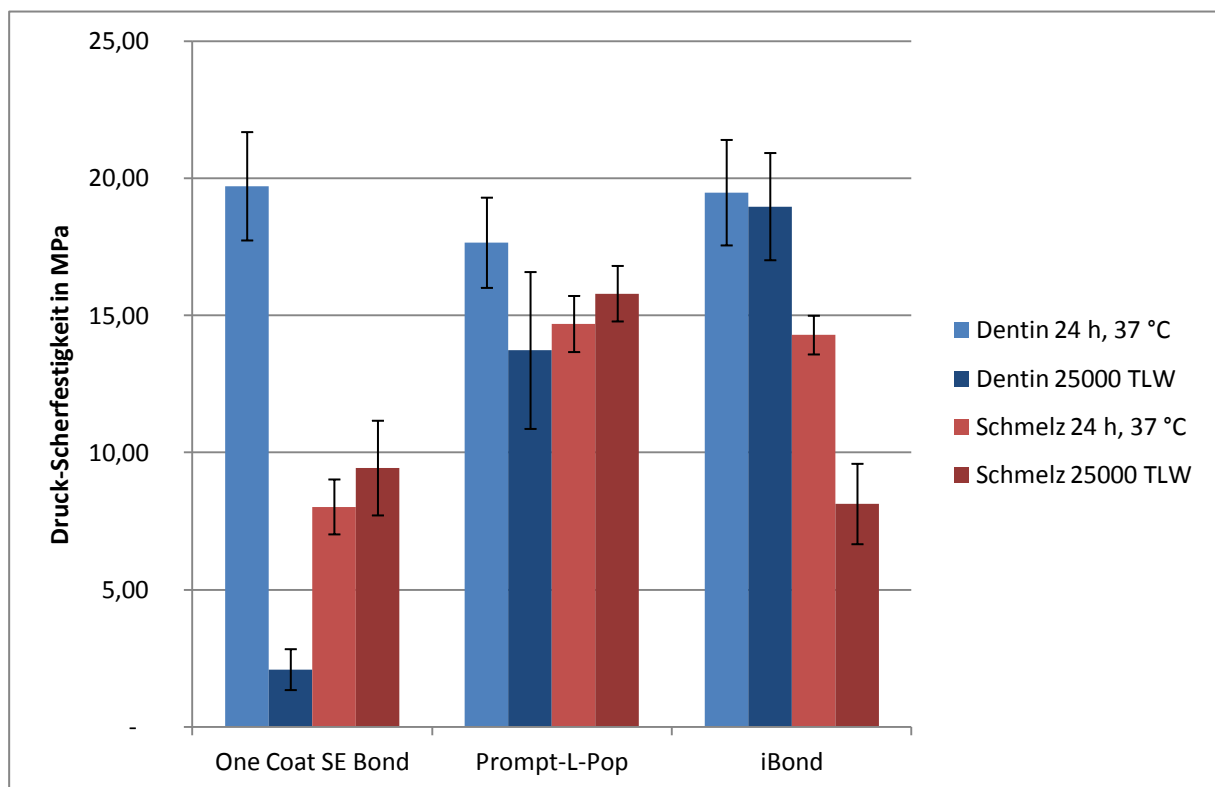


Abb. 41: Druck-Scherfestigkeit unterschiedlicher Self-Etch-Systeme zu Dentin und Schmelz nach 24 h Lagerung und nach 25000 TLW

Tab. 11: Signifikanztest Haftwerte Multibottle- / Onebottle-Systeme

	Prompt L-Pop				iBond			
	D(24h)	D(TLW)	S(24h)	S(TLW)	D(24h)	D(TLW)	S(24h)	S(TLW)
OneCoat SE Bond	n. s. ↑ 0,20	h. s. ↓ 0,00	h. s. ↓ 0,00	sig. ↓ 0,02	n. s. ↑ 0,90	h. s. ↓ 0,00	h. s. ↓ 0,00	n. s. ↑ 0,56

5.3. Studie zu Multilink Automix

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse der Studie zu Multilink Automix, einem Adhäsivsystem zur Befestigung indirekter Restaurationen präsentiert. Die Werte beziehen sich auf den initialen Dentinverbund nach Lagerung über 24 h bei 37 °C in physiologischer Kochsalzlösung.

5.3.1. Haftung zum Dentin nach unterschiedlichen Vorbehandlungen

Verglichen wurden die mit Desensitizer, Chlorhexidin-, Ethanol- und Wasserstoffperoxidlösung vorbehandelten Proben mit der unbehandelten Referenzprobe (siehe Abb. 42).

Nach einer Vorbehandlung des Dentins mit Wasserstoffperoxid haftet Multilink Automix hochsignifikant schlechter als unbehandelt. Die Haftwerte nach Vorbehandlung mit Desensitizer, Chlorhexidin und Ethanol sind nicht signifikant verschieden von der Referenzprobe.

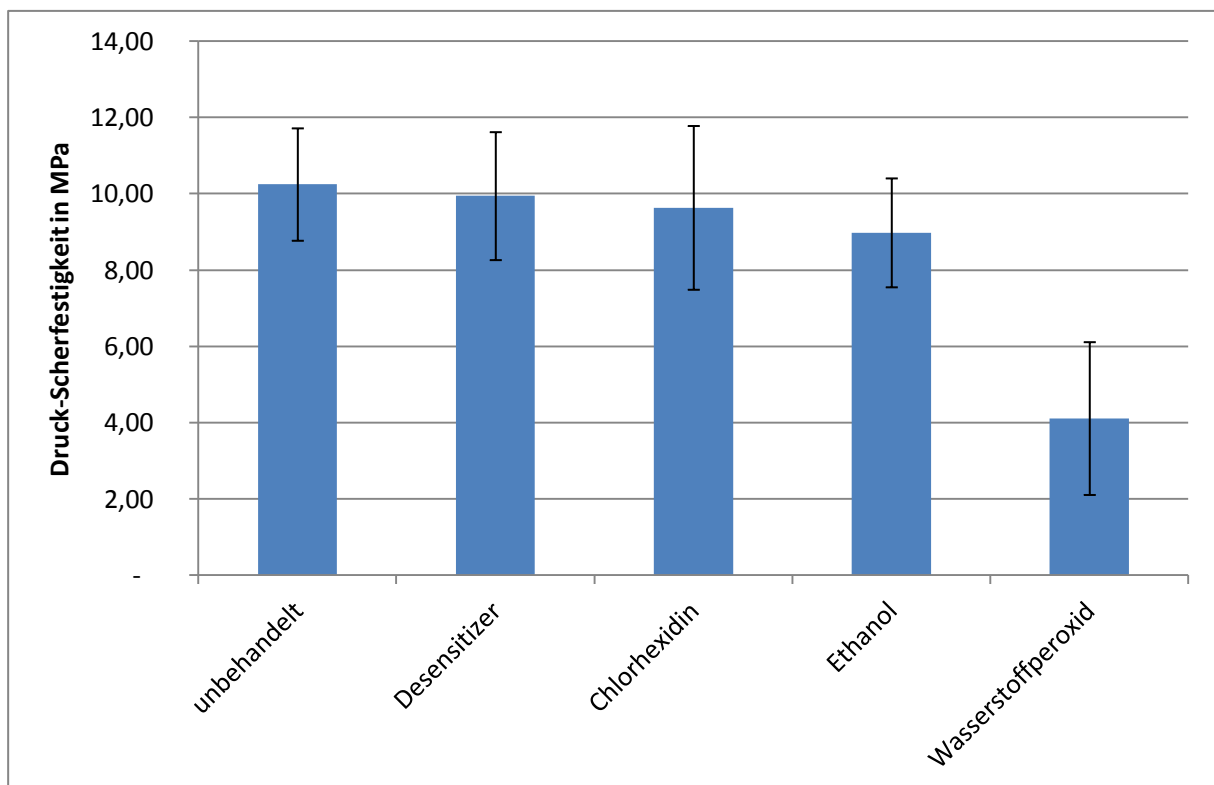


Abb. 42: Druck-Scherfestigkeit zum Dentin unter Verwendung von Multilink Automix mit unterschiedlichen Vorbehandlungen des Dentins (nach 24 h Lagerung)

Tab. 12: Signifikanztest mit der Referenzprobe

	Desensitizer	Chlorhexidin	Ethanol	H ₂ O ₂
unbehandelt (Referenzprobe)	n. s. ↑ (p=0,81)	n. s. ↑ (p=0,68)	n. s. ↑ (p=0,32)	h. s. ↑ (p=0,00)

5.3.2. Haftung zum Dentin unter Berücksichtigung unterschiedlicher Feuchtigkeitszustände

Verglichen wurden unterschiedlich feuchte Proben, die entweder mit einem sanften Luftstrom leicht verblasen, mit einem Wattepellet abgetupft oder gänzlich nass belassen wurden mit der relativ trockenen Referenzprobe (siehe Abb. 43).

Die Haftwerte von Multilink Automix fallen mit zunehmender Feuchtigkeit des Dentins kontinuierlich ab. Während die leicht verblasene Probe signifikant schlechter haftet als die relativ trockene Referenzprobe, ist der Abfall der Haftwerte bei der abgetupften und der nassen Probe hochsignifikant.

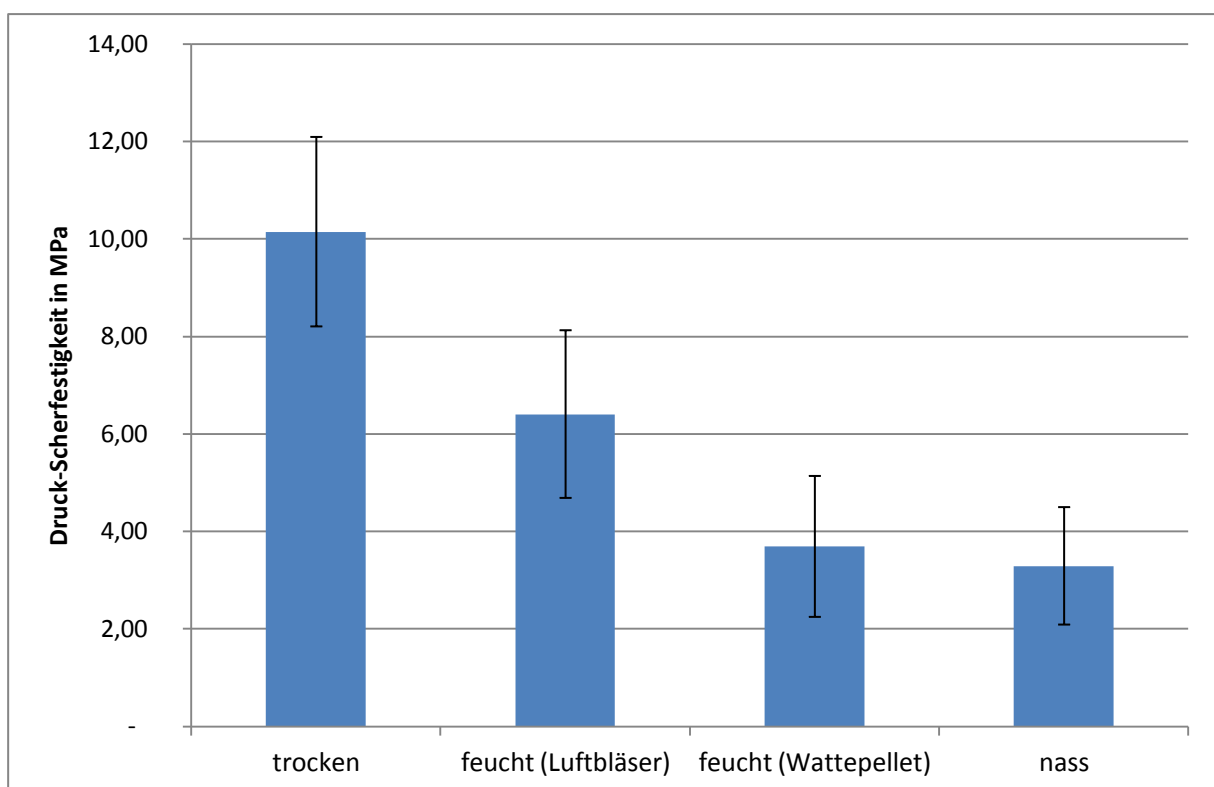


Abb. 43: Druck-Scherfestigkeit zum Dentin unter Anwendung von Multilink Automix nach unterschiedlichen Feuchtigkeitszuständen des Dentins (nach 24 h Lagerung)

Tab. 13: Signifikanztest mit der Referenzprobe

	feucht (Luftbläser)	feucht (Wattepellet)	nass
trocken (Referenzprobe)	sig. ↑ (p=0,02)	h. s. ↑ (p=0,00)	h. s. ↑ (p=0,00)

6. Diskussion

6.1. Versuchsaufbau

Prüfsystem

Die Verbundfestigkeit ist sowohl vom Prüfsystem (Druck-Scherfestigkeit, Zugfestigkeit...) als auch von den Prüfparametern (Prüffläche, Vorschub...) abhängig [Lang 2001]. Somit sind die Haftwerte der Hersteller nicht ohne weiteres mit den in dieser Studie gemessenen zu vergleichen. Daher wurden alle Untersuchungen, auch die zum Vergleich miteinbezogenen Werte der Einflaschenadhäsive, in identischer Art und Weise durchgeführt.

Für den Druck-Scherversuch wird eine ebene Grundfläche benötigt. Daher hat diese Versuchsanordnung einen sehr niedrigen „configuration factor“, das bedeutet ein geringes Verhältnis von gebundenem zu ungebundenem Dentin und stellt somit keinen sehr praxisnahen Versuch dar [Frankenberger et al. 1996b]. Er dient als Vergleichstest unterschiedlicher Systeme. Es gibt auch die Versuchsanordnung eines Zugversuchs, bei dem es möglich ist kavitätenähnliche Prüfkörper anzufertigen und sogar Liquordruck zu simulieren. Auch Untersuchungen zur Kontinuität der Kavitätenränder und Farbstoffpenetration im Randbereich geben Hinweise zur Effektivität der Adhäsivmaterialien, jedoch sind diese Verfahren sehr aufwendig und somit für die große Anzahl an Versuchen nur wenig geeignet.

Haftwerte sind zwar bei der Identifizierung ungeeigneter Systeme hilfreich, die klinische Qualität des Verbundes kann jedoch nur grob eingeschätzt werden. Ebenso geben mikroskopische Bilder zwar Aufschluss über die Morphologie der Verbundzone, aber quantitative Daten, wie die Ausdehnung der Verbundzone oder die Länge der Tags, korrelieren nicht immer mit den Haftwerten oder Ergebnissen von Füllungsrandanalysen. Obwohl die Simulation von Kau- oder Temperaturbelastung eine Näherung an die klinische Situation darstellt, beschränkt sich auch deren Aussagekraft auf Systemvergleiche. Das klinische Verhalten ist nicht sicher vorhersagbar, weil hier auch andere Faktoren, z. B. die Degradation des Materials, eine Rolle spielen. Die Bewährung eines Adhäsivs in der Klinik kann also letztlich nur durch klinische Untersuchungen überprüft werden [DGZMK 1999].

Lagerung

Neben den materialspezifischen Eigenschaften der Haftvermittler und Komposite wird der Haftverbund auch von der Austrocknung der Zahnhartsubstanz sowie der Dauer und Art der Lagerung beeinflusst. Eine Austrocknung durch eine längere extraorale trockene Lagerung erfordert eine mindestens 24-stündige Wasserlagerung, um die gleichen Haftwerte wie bei nicht ausgetrocknetem Hartgewebe zu erzielen [Farik et al. 1998, Farik et al. 1999].

Alle extrahierten Zähne wurden in physiologischer Kochsalzlösung aufbewahrt. Auch die fertigen Prüfkörper wurden bis zu ihrer Verwendung so gelagert. Da eine kurzzeitige oberflächliche Austrocknung der Zahnhartsubstanz bei der Befestigung des Prüfzylinders an selbiger teilweise nicht verhindert werden kann, wurden die Verbunde für die initiale Haftfestigkeit für 24 h in NaCl-Lösung bei 37 °C aufbewahrt, sodass die Feuchtigkeit und auch die Temperatur der Mundhöhle simuliert wurde. Außerdem diente die Lagerung dazu die Polymerisationsreaktion vollständig abzuwarten, da die Methacrylate noch einige Zeit nachhärten.

Anwendung der Systeme

Es liegen zwar ISO-Richtlinien zur Prüfung der Verbundfestigkeit von Werkstoffen zu den Zahnhartsubstanzen vor, jedoch werden verschiedene Parameter, wie Dentintiefe und Feuchtigkeitszustand nicht berücksichtigt. Daher verwenden einige Autoren „trockenes“ Dentin ohne Berücksichtigung von Dentintiefe oder Feuchtigkeit in den Tubuli [Cooley/Dodge 1989, Davies/Wieczkowski 1992], andere versuchen den Unterschied zwischen „trockenem“ und „feuchtem“ Dentin durch unterschiedliche Trocknungsweise der Dentinoberfläche zu simulieren [Kanca 1992]. In manchen Testsystemen wird sogar versucht, durch Aufbau eines Druckgradienten im Pulpacavum, physiologische Flüssigkeitsbewegungen in den Tubuli zu simulieren [Davidson et al. 1993, Mitchem et al. 1988, Prati et al. 1991a]. Auf Grund der unterschiedlichen Versuchsansätze fanden einige Autoren [Gwinnet 1992, Kanca 1992] eine Verbesserung der Haftfähigkeit an feuchtem Dentin, während andere [Davidson et al. 1993] eine Verringerung der Haftung bei anliegendem Flüssigkeitsdruck beobachteten [Friedl et al. 1995].

Eine Untersuchung der Adhäsivwirkung bei unterschiedlichen Feuchtigkeitszuständen oder gar eine Drucksimulation würde den Rahmen dieser Untersuchung sprengen und hat für den Vergleich der Systeme nur wenig Bedeutung. Entscheidend sind für diese Zwecke hauptsächlich die gleichen Voraussetzungen für

alle Systeme. Sicher sind sowohl eine Übertrocknung des Dentins, mit evtl. folgendem Zusammenbruch des Kollagennetzwerkes sowie eine übermäßige Verdünnung des Adhäsivs durch Feuchtigkeit schädlich für den Verbund. Bei der Trocknung während der Anwendung der Adhäsivsysteme wurde daher versucht, nur den spiegelnden Flüssigkeitsfilm zu verblasen ohne das Dentin zu einer matt weißen Oberfläche auszutrocknen.

In der Literatur fanden sich Hinweise, dass auch ein zu starkes Ausdünnen des Adhäsivs durch Druckluft den Verbund behindert, indem die Schichtstärke an eine kritische Schwelle gebracht wird. [Erickson 1992]. Daher wurde darauf geachtet, dass der Adhäsivfilm nur mit einem leichten Luftstrom bearbeitet wurde, ohne dass dieser seinen Oberflächenglanz verändert oder gar reißt. Anderenfalls wurde die entsprechende Flüssigkeit erneut aufgetragen.

Zahnhartsubstanz

Die Orientierung der Dentintubuli spielt für die Dentinhaftung nur eine untergeordnete Rolle [Frankenberger 2002]. Daher kann die Betrachtung der Schliffflächenneigung vernachlässigt werden. Jedoch scheint die Tiefe des angeschliffenen Dentins für die Haftung bedeutsam zu sein. Um eine ausreichend große Dentinfläche für den Prüfzylinder zu schaffen, musste je nach Zahngröße entsprechend viel Hartsubstanz entfernt werden. Pulpanahes Dentin führt jedoch zu niedrigeren Haftwerten [Pashley et al. 1993, Pereira et al. 1999, Prati et al. 1991b, Yoshikawa et al. 1999]. Eine konstante Restdentinstärke konnte bei der Herstellung der Prüfkörper aus technischen Gründen nicht realisiert werden. Zudem führte die Größe des Prüfzylinders und die Beschaffenheit der verwendeten Zahnpräparate zu relativ ausgedehnten Dentindefekten, sodass die gemessenen Haftwerte relativ stark streuen und z. T. etwas unter denen liegen, die in der Literatur zu finden sind. Besonders die Hersteller versuchen günstige Ausgangsbedingungen zu schaffen, um möglichst hohe Haftwerte zu erhalten.

Die Haftkraft an normalem gesundem Dentin ist signifikant höher als auf kariös verändertem Dentin [Schaller et al. 1998]. Da die Füllungstherapie jedoch für kariesfreie Kavitäten vorgesehen ist, muss der Verbund zu kariösem Material an dieser Stelle nicht berücksichtigt werden. Es wurde folglich darauf geachtet, die Proben nur an nicht kariösem Dentin anzufertigen. Strittig ist der Einfluss von sekundär verändertem Dentin. So führt die Sklerosierung nachweislich zu verschlossenen Dentinkanälchen, was die Ausbildung von Kunststoffzapfen

verhindert. Auch die Bildung der Hybridschicht ist deutlich geringer [Harnirattisai et al. 1992, Harnirattisai et al. 1993]. Die Haftkraft wurde aber in der zugehörigen Studie nicht untersucht. Andere Messungen zeigten zwar einen signifikanten Abfall der Haftwerte, betrachteten aber sklerotisches und kariöses Dentin undifferenziert [Schaller et al. 1998] oder untersuchten künstlich erzeugte Läsionen [Perdigao et al. 1994].

Im Gegensatz zu anderen Autoren [Duke/Lindemuth 1990, Duke/Lindemuth 1991] stellten van Meerbeek et al. fest, dass auch hypermineralisiertes sklerotisches Dentin in der Lage zu sein scheint, ein dreidimensionales Kollagenarrangement zu einem mikroporösen Netzwerk für die Haftvermittler-Interdiffusion zu bilden [Van Meerbeek et al. 1994b]. Wenn auch die in der genannten Studie bei einer Replik gefundene Hybridzone lediglich eine zweidimensionale Betrachtung gestattet, so spricht doch das Vorhandensein des primer-imprägnierten Kollagenfasergeflechtes für die Möglichkeit eines dichten Verbundes zum sklerotisierten Dentin [D'Souza 1999, Helbig et al. 2000].

In dieser Arbeit wurden für die Dentinhaftung extrahierte kariesfreie humane Molaren verwendet. Um die Versuche möglichst praxisnah zu gestalten, wurden nicht nur impaktierte Weisheitszähne herangezogen, sondern auch ältere abbradierte oder sklerosierte Molaren. Eine Einschränkung im Haftverbund konnte jedoch nicht festgestellt werden. Bei der Durchführung der Scherversuche konnte man feststellen, dass die Haftwerte von sklerotisierten Zähnen ähnlich hoch waren, wie die, der jungen impaktierten Weisheitszähne. Somit kann van Meerbeeks Eindruck zumindest subjektiv bestätigt werden. Eine gesonderte statistische Auswertung ist jedoch nicht erfolgt.

Analysemethode

Bei der Betrachtung der Ergebnisse, vor allem der Dentinverbunde, fällt auf, dass trotz Unterschiede, wie in den Säulendiagrammen veranschaulicht, diese Unterschiede oftmals nicht zum multiplen Niveau von 5 % signifikant waren, was in der relativ großen Streuung der Werte bei natürlichen organischen Geweben begründet liegt [Ernst et al. 2005].

Übertragbarkeit

Morphologie und Zusammensetzung der ersten und zweiten Dentition wurden lange als vergleichbar angesehen, die Erkenntnisse über bleibende Zähne deshalb auf Milchzähne übertragen. Neuere Untersuchungen lassen jedoch den Schluss zu, dass

die Zähne der ersten Dentition sehr wohl einen Unterschied im chemischen und morphologischen Aufbau im Vergleich zu den bleibenden aufweisen [Bordin-Aykroyd et al. 1992]. Sie lassen den Schluss zu, dass der Schmelz und das Dentin der Milchzähne, aufgrund der geringeren Zeitspanne für die Reifung, einen geringeren Mineralisationsgrad aufweisen [Hosoya et al. 2000, Johnson 1987, Kaaden et al. 2002]. In diversen Versuchsreihen konnten die Autoren feststellen, dass sich die Festigkeitswerte verschiedener Adhäsivsysteme bei den Dentitionen z. T. signifikant unterscheiden und bei den Milchzähnen meist ein Abfall der Haftwerte zu verzeichnen ist [Frankenberger et al. 1997].

Auf Grund der oft aprismatischen Schmelzoberfläche beider Dentitionen wird in der Literatur ein unterschiedliches Adhäsionsverhalten von beschliffenem und unbeschliffenem Schmelz diskutiert. Zudem ist die Schmelzoberfläche hypermineralisiert und das nach der Säurebehandlung resultierende Ätzmuster weniger homogen als bei beschliffenem Schmelz [Barkmeier et al. 1987]. Eine Übertragbarkeit der Ergebnisse für die Eignung zur Haftung an unbehandelten Schmelzoberflächen, wie beispielsweise bei der Fissurenversiegelung, ist also nicht gewährleistet. Da der reine Schmelzverbund, auch zu unbeschliffenem Schmelz, aber bereits seit vielen Jahre durch die SÄT unkompliziert realisiert ist, kommt dieser Nutzung der Systeme nur wenig Bedeutung zu.

6.2. Bewertung der Ergebnisse

Adhäsive Füllungstechniken zur Restauration zerstörter Zähne werden seit Jahren erfolgreich im Seitenzahnggebiet angewendet [Spreafico et al. 2000, Gaengler et al. 2004]. Hinsichtlich der Qualitätsbeurteilung der beiden Adhäsivphilosophien Total-Etch und Self-Etch teilen sich die Expertenmeinungen.

6.2.1. Initialer Dentinverbund

Total-Etch-Technik

Das klassische Total-Etch-Mehrflaschensystem gilt nach wie vor als „Goldstandard“ [Frankenberger et al, Inoue et al, Tjan et al 1996]. Dennoch gibt es keine Studie, die diesen Adhäsiven eine 100 %-Erfolgsquote in Puncto Restaurationsretention und Randdichtigkeit bestätigt [Ernst 2007].

Bei der Bindung an das Dentin kommen bei den beiden Techniken (Total-Etch und Self-Etch) Adhärenzphänomenen, wie Benetzung, Infiltration und mikromechanische Verankerung, eine besondere Bedeutung zu [Fröhlich et al. 1996]. Es wird postuliert, dass die Haftmechanismen der modernen Dentinadhäsive im Wesentlichen mikromechanischer Natur sind [Erickson 1992, Nakabayashi et al. 1991], ebenso wird über eine theoretisch mögliche chemische Haftungskomponente diskutiert [Asmussen 1992, Ruyter 1992]. Untersuchungen konnten zeigen, dass das Adhäsiv in das oberflächlich dekalzifizierte Dentin eindringt und die Verbundstärke zwischen Dentin und Komposit sehr stark von Penetrations- und Benetzungseigenschaften des Primers und des Adhäsivs abhängig ist [Van Meerbeck 1992, Pashley 1993b]. Erickson wies darauf hin, dass die Penetration des Adhäsivs notwendig sei, um die Bildung der Hybridschicht zu vervollständigen [Erickson 1992]. Jedoch haben EGDMA-Moleküle, wie sie z. B. als TEGDMA in Syntac Primer oder als PEGDMA in Syntac Adhesive enthalten sind, auf Grund des höheren molekularen Gewichtes eine geringere Penetrationsfähigkeit als die in Gluma Solid Bond und Optibond FL enthaltenen HEMA-Moleküle [Eliades 1993].

Die eigenen Ergebnisse bestätigen die Erkenntnisse aus der Literatur. In der vorliegenden Versuchsreihe gab es signifikante Unterschiede in der Haftfestigkeit des initialen Dentinverbundes zwischen den einzelnen Total-Etch-Adhäsiven. Auffällig dabei ist eben genau der Umstand, dass die HEMA-basierten Adhäsive die höheren Haftwerte haben und Syntac zumindest bei den Total-Etch-Systemen das Schlusslicht bildet. Eine ähnliche Reihenfolge bei den Haftwerten der totalätzenden

Mehrflaschensysteme lässt sich auch in der Literatur finden und bestätigt den Eindruck [Marx et al. 1998, Frankenberger et al. 1998b, Haller et al. 1995].

Self-Etch-Technik

Laut Boer sind die klassischen drei Fehlerquellen bei der klinischen Anwendung der Adhäsivtechnik: zu langes Ätzen des Dentins, ungenügendes Abspülen und dadurch ungenügendes Entfernen des Präzipitates und Übertrocknen des Dentins [Boer 2007].

Selbstätzende Primer sind Materialien, die gleichzeitig Schmelz und Dentin anätzen und konditionieren. Sie penetrieren, lösen und inkorporieren gleichzeitig in einem Schritt die Dentinschmierschicht in die adhäsive Zwischenschicht [Gordan et al. 1997, Watanabe et al. 1994]. Ein Vorteil dieses Verfahrens ist eine verminderte postoperative Pulpasensitivität [Denehy et al 2000]. Ursache dieser ist eine unzureichende Versiegelung des Dentins, bei der es zur Ausbildung flüssigkeitsgefüllter Mikropalträume zwischen Dentin und Füllungsmaterial kommt [Crim/Shay 1988]. Verschiebungen dieser Flüssigkeiten in den Tubuli können zur Entstehung von Schmerzsensationen führen. Durch die Ätzwirkung der sauren Monomere gibt es im Dentin keine Bereiche, die demineralisiert, aber nicht vom Adhäsiv durchdrungen sind [Nakabayashi/Saimi 1996]. Das Auftreten von postoperativen Sensibilitäten soll dadurch reduziert werden [Boeckler et al 2007].

Weiterhin vorteilhaft ist die vereinfachte Applikation unter Eliminierung eines bislang notwendigen Schrittes für den Adhäsiv-Prozess [Yoshiyama et al. 1996] mit der Infiltration von Monomeren in den Bereich der demineralisierten Zone [Miyazaki et al 1998] und einer darauffolgenden Polymerisation der Monomere [Gordan et al 1997, Nakabayashi et al 1992b, Sano et al 1999].

Die Vereinfachung des Anwendungsprozesses reduziert nicht nur den Zeitaufwand beim Bonding. Ein möglicher Zusammenbruch des empfindlichen Kollagennetzwerkes nach der Dentinkonditionierung wird vermieden, da eine Entfernung des Primers durch Spülen nicht mehr notwendig ist [Nakabayashi et al 1996].

Da das Kollabieren des Kollagennetzwerkes, wie nach einer Phosphorsäureätzung, vermieden werden kann, soll die Anwendung von selbstkonditionierenden Primern im Vergleich zur Total-Etch-Technik auch weniger vom Behandler abhängig sein [Miyazaki et al. 2000, Ibarra et al. 2007].

Jedoch ergeben sich in der Literatur bei selbstkonditionierenden Präparaten trotzdem auch Hinweise auf eine ähnliche Streuung der Ergebnisse und vor allem die gleiche Abhängigkeit beim Handling des Behandlers, wie bei der herkömmlichen Total-Etch-Technik [Moll et al. 2004], sodass es auch die Auffassung gibt, dass beide Systeme „fast ähnlich techniksensitiv“ sind [Boer 2007]. So zeigen unterschiedliche Studien, dass die Vorhersagbarkeit der Mehrflaschensysteme mit Phosphorsäureätzung ähnlich gut ist wie die Mehr-Schritt-Applikation selbstkonditionierender Adhäsivsysteme [Frankenberger et al 1999b, Frankenberger et al. 2001].

Wenn man sich die graphischen Balken für die Standardabweichung der eigenen Untersuchungen im Säulendiagramm anschaut, stellt man fest, dass diese sich zwischen Self- und Total-Etch-Technik generell nicht wesentlich unterscheiden. Das lässt den Schluss zu, dass sich die Techniksensitivität unter Laborbedingungen nicht unterscheidet. Klinisch könnte sich die Vereinfachung der Anwendung, durch die vielen unberücksichtigten Faktoren, sowohl positiv als auch negativ bemerkbar machen.

Bezüglich ihrer Haftwerte holen selbstkonditionierende Mehrflaschensysteme z. T. stark auf [Perdigao et al 2006]. So wird bei den vorliegenden Ergebnissen deutlich, dass sie z. T. signifikant höhere Druck-Scherfestigkeitswerte bei der initialen Dentinhaftung haben, als viele der Total-Etch-Adhäsive. Generell kann gesagt werden, dass die selbsttätigen Systeme bezüglich des initialen Dentinverbundes nach dieser Versuchsanordnung vergleichbare Ergebnisse liefert.

Die guten Resultate für die initiale Dentinhaftung bei vielen modernen selbsttätigen Adhäsiven wird in mehreren Studien bestätigt [Besnault/Attal 2002, Cardoso et al. 2002, Ernst et al. 2005, Kubo et al. 2001]. Auch klinische Ein- und Zweijahresergebnisse lassen den Schluss zu, dass solche Systeme grundsätzlich das Potential haben, suffiziente Resultate zu erzielen [Boeckler et al. 2007, Turkun 2003]. Besonders auffällig ist jedoch der Wert von Clearfil Liner Bond 2V, der hochsignifikant höher ist als alle anderen Werte. Auch das wird in der Literatur bestätigt [Haller/Herzog 1998, Helbig et al. 2000, Marx 2001c].

Interessant für die Einschätzung der Ergebnisse aus der vorliegenden Untersuchung ist eine Studie, in der die Zugfestigkeit verschiedener Dentinadhäsivsysteme beurteilt wurde [Burrow et al. 1994]. Dabei war auffällig, dass ausschließlich bei Einsatz von KB100, dem experimentellen Vorläufer von Clearfil Liner Bond 2V keine Abnahme der Werte nach einjähriger Wasserlagerung festzustellen war. Dieses System besitzt

ein gefülltes Adhäsiv. Swift et al. haben signifikant bessere Randverhältnisse an Füllungen ermittelt, die unter Verwendung gefüllter Adhäsive, wie Clearfil Liner Bond 2 oder Optibond FL, im Vergleich zu ungefüllten, gelegt wurden [Swift et al. 1996]. Die Autoren erklären dies mit der Ausbildung einer dickeren Adhäsivschicht durch den höheren Füllstoffgehalt dieser Dentinadhäsivsysteme, die bei der Polymerisationsschrumpfung einerseits und bei der späteren thermischen Belastung andererseits entstehen [Blunck/Roulet 1997].

Weiterhin scheint auch das Lösungsmittel einen Einfluss auf den initialen Dentinverbund zu haben. Tendenziell haften Ethanol- (Gluma Solid Bond) bzw. Ethanol/Wasser-basierende Adhäsive (Optibond FL, Clearfil Liner Bond 2V) nach diesem Versuchsaufbau besser am Dentin als rein Wasser-basierende Systeme (Ecusit, A.R.T. Bond, Syntac, One Coat SE Bond, AdheSE, Clearfil SE Bond, Contax, Clearfil Protect Bond, Resulcin AquaPrime + MonoBond) und bestätigen damit Erkenntnisse aus der Literatur bei ähnlichen Untersuchungen [Frankenberger 2002].

Das spezielle Siloranadhäsiv weist die niedrigsten Haftwerte aller hier gemessenen Adhäsivsysteme auf. Der Verbund ist hochsignifikant schlechter als der der Vergleichswerte für die Total- und Self-Etch-Produkte Optibond FL und One Coat SE Bond. Der Vorteil der niedrigeren Polymerisationsschrumpfung des Siloranwerkstoffs kam nach dieser Versuchsanordnung durch den geringen „configuration factor“ weniger zum Tragen. Andere Untersuchungen in der Literatur konnten zeigen, dass der Verbund vom Adhäsiv zum Komposit bereits ohne Belastung Instabilitäten aufweist [Gärtner 2006].

6.2.2. Initialer Schmelzverbund

Der Verbund von Kompositen zum Zahnschmelz muss mit der Einführung der selbstätzenden Adhäsivsysteme neu bewertet werden, da die Vermutung nahe liegt, dass durch die mildereren Säuren kein ausreichendes Mikroretensionsmuster entsteht.

Total-Etch-Technik

Geätzter Schmelz kann getrocknet werden, weswegen er direkt mit einem hydrophoben Adhäsiv benetzt werden kann [Nakabayashi et al. 1982].

Da die Dentinadhäsive bei der Total-Etch-Technik nach der Ätzung des Schmelzes zum Einsatz kommen und nach ihrer Applikation dünn verblasen werden müssen, können diese so konsekutiv auch auf das Schmelzätzmuster gelangen. Bislang war es umstritten, ob Dentinadhäsive den Verbund zum Zahnschmelz beeinträchtigen [8,14]. Studien kommen zu dem Schluss, dass diese Frage meist mit der Zusammensetzung des Dentinhaftvermittlers zusammen hängt und in den meisten Fällen kein haftmindernder Effekt befürchtet werden muss [Woronko et al. 1996].

Zum Einbringen in die Kavität werden von den Herstellern Pinsel, Schwämmchen und Bürstchen angeboten, mit deren Hilfe die Dentinadhäsive nicht nur appliziert, sondern bei den meisten Produkten auch in das Dentin einmassiert werden [Frankenberger et al. 1996c]. Es erscheint jedoch nicht nur in kleinen Kavitäten unmöglich, mit den Applikatoren ausschließlich das Dentin zu bearbeiten. Ein Kontakt mit geätztem Schmelz muss also bei Anwendung solcher Hilfsmittel in Kauf genommen werden [Frankenberger et al. 1997b].

Kommen Applikatoren auf dem Schmelz zum Einsatz, welche Primer und Bonding auf der Schmelzoberfläche verreiben, so sinken die Haftwerte. Hier liegt die Vermutung nahe, dass das Schmelzätzrelief unter dem Applikatoreinsatz leiden könnte, da in REM-Aufnahmen Einbußen in der Struktur des vorbehandelten Schmelzes erkennbar sind [Frankenberger et al. 1997 b].

Um diese Umstände bei der Untersuchung des Referenzwertes für den Schmelzverbund möglichst zu berücksichtigen, wurde beim Bonding mittels Optibond FL nach dem Ätzen auch das Dentinadhäsiv in gleicher Weise durch die mitgelieferten Applikationshilfen aufgetragen.

Die Haftfestigkeit von Optibond FL als Vertreter der totalätzenden Systeme war initial, nach der in Kapitel 4 beschriebenen Versuchsanordnung, am Dentin und am Schmelz in gleicher Weise gut. Deshalb wurde dieses Adhäsiv als Vergleichswert der Total-Etch-Systeme ausgewählt.

Self-Etch-Technik

Die Effizienz der Self-Etch-Adhäsive ist jedoch offensichtlich auf Schmelz und Dentin unterschiedlich. Einige dieser neuen Systeme ergaben auf Dentin gute Ergebnisse [Inoue et al. 1999, Nakabayashi/Saimi 1996, Miyazaki et al. 1998, Pashley/Tay 2001, Prati et al. 1998, Tay et al. 2004, Watanabe et al. 1994], jedoch nicht bei Schmelz [Nakanuma 1996].

Auch unabhängig von der Dentition erzielten in der Literatur die selbstätzenden Haftvermittler am Schmelz hochsignifikant niedrigere Haftwerte als unter Anwendung der Phosphorsäureätzung [Frankenberger et al. 1997a].

Es wird darüber diskutiert, dass die selbstätzenden Primer wegen ihres im Vergleich zur konventionellen Phosphorsäure höheren pH-Wertes die Schmelzoberfläche geringer demineralisieren [Pashley/Tay 2001].

Andere Studien [Hannig et al. 1999b, Hannig/Bott 2000] konnten bereits vor Jahren zeigen, dass in einem vergleichbaren Versuchsaufbau bei Verwendung selbstkonditionierender Adhäsive sowohl in dentin- als auch in schmelzbegrenzten Klasse-II-Kavitäten eine belastungsstabile marginale Adaptation erzielt werden kann. Die Autoren merken allerdings auch kritisch die noch fehlenden Langzeitergebnisse zur Hydrolyseanfälligkeit des erzielten Komposit-Dentinverbundes an [Hannig/Bott 2000, Ernst et al. 2005].

Das Mikroretentionsmuster der Self-Etch-Systeme liegt in Abhängigkeit vom pH-Wert des Adhäsivs zwischen 0,3 und 1 µm [Van Meerbeek et al. 2004], während nach Phosphorsäurekonditionierung durchschnittlich 10 µm erzielt werden können [Hashimoto et al. 2003]. Dennoch erzeugen viele moderne selbstkonditionierende Adhäsive Haftwerte selbst am Zahnschmelz, die nicht signifikant verschieden von denjenigen Systemen liegen, die mit konventioneller Phosphorsäureätzung durchgeführt werden. Die Eindringtiefe des Adhäsivs korreliert somit nicht mit den entstehenden Haftkräften [Ernst et al. 2004, Manhart et al. 2000, Hashimoto et al. 2003].

Die eigenen Ergebnisse der initialen Schmelzhaftung bestätigen die Erkenntnisse aus der Literatur. So zeigte sich auch in dieser Studie, dass der Verbund bei den selbstätzenden Adhäsiven meist signifikant unter den Schmelzhaftwerten bei Optibond FL und unter den jeweiligen Haftwerten am Dentin lag. Jedoch zeigt Clearfil Protect Bond auch, dass eine hohe Schmelzhaftung, die nicht signifikant verschieden von dem Verbund mit Optibond FL ist, prinzipiell auch bei selbstätzenden

Mehrflaschen-Adhäsivsystemen möglich ist. Auffällig war, dass bei Clearfil Protect Bond die Schmelzhaftung über der des Dentins lag und die Streuung sehr gering war. Somit kann durch diese Untersuchung die sehr gute initiale Haftfestigkeit zum Schmelz bei Verwendung von Clearfil Protect Bond bestätigt werden.

Die Haftfestigkeit des Silorane System Adhesives zum Schmelz zeigt keinen signifikanten Unterschied zum Dentin. Damit ist der Verbund dieses speziellen Adhäsivs zum Schmelz, wie bei den meisten anderen Self-Etch-Adhäsiven, signifikant niedriger als bei Optibond FL.

Die Resultate anderer Untersuchungen mit Siloran zeigten einen belastungsstabilen Randschluss von Kompositfüllungen an den schmelzbegrenzten Kavitätenrändern, wenn auch mit etwas größerer Randspaltbildung. Dabei stellten sich in den Füllungsrandarealen eher Haarrisse als Randspalten dar. Der Autor vermutet, dass einerseits der Schmelz-Adhäsiv-Verbund aufgrund eher ungenügender Hafteigenschaften des Adhäsivs am Schmelz teilweise unzureichend ist, andererseits jedoch die nur sehr schmalen Randspalten für die deutlich verminderte Volumenschrumpfung des Silorans sprechen [Gärtner 2006].

6.2.3. Dauerhaftfestigkeit

Aussagen über die klinische Eignung eines Füllungsmaterials bzw. eines Haftvermittlersystems sind nur nach Langzeitstudien möglich [Gaengler 2004]. Initiale Scherhaftwerte erscheinen dafür weniger geeignet.

Die Dentinhaftung ist bei mechanischer Belastung charakteristischen Ermüdungserscheinungen unterworfen. Die Haftungseinbuße nach einer gewissen Beanspruchungsdauer ist jedoch in der Literatur bei aufwändigen Systemen der dritten und vierten Generation deutlich geringer, da getrenntes Priming und Bonding für die Penetration und die mechanische Festigkeit nachgewiesener Maßen von Vorteil ist. Die selbstätzenden Primer zeigten bei mechanischer Beanspruchung bei zusätzlicher Phosphorsäureätzung des Dentins und damit intensiverer Hybridisierung bessere Resultate als ohne separate Ätzung [Frankenberger 2002].

Auch ohne mechanische Belastung ist die Dauerhaftigkeit der Verbindung zum Dentin nicht generell stabil. So zeigte eine Studie zur Langzeitlagerung in Wasser über fünf Jahre erhebliche Unterschiede in der Wirksamkeit unterschiedlicher Haftvermittler. Es wurde deutlich, dass Adhäsive der dritten und vierten Generation den Systemen der fünften Generation überlegen waren [Frankenberger 2002].

Die morphologische Überprüfung der Verbundzone zwischen Dentin und Komposit belegte die Bedeutung einer suffizienten Hybridisierung des inter- und peritubulär demineralisierten Dentins. Auch mit selbstkonditionierenden Adhäsiven ohne separate Phosphorsäureätzung konnte ein ähnliches Interaktionsmuster geschaffen werden, wobei sich die Ausprägung und Homogenität der erzielten Hybridschicht schwächer präsentierte. Die dadurch geringere mikromechanische Verankerung am oberflächlich infiltrierten Dentin erklärte die im Rahmen der Ermüdungsprüfung ungünstigeren Werten ohne Phosphorsäureätzung [Frankenberger 2002].

In der Literatur findet man aber auch die Aussage, dass bei den Langzeitergebnissen zur Hydrolyseanfälligkeit des erzielten Komposit-Dentin-Verbundes nach neusten Erkenntnissen die milderen selbstkonditionierenden Adhäsive durch die nicht vollständige Kollagenfreilegung im Vorteil zu sein scheinen [van Meerbeek 2004]. Somit bleiben die Ergebnisse zu selbstkonditionierenden Adhäsiven hinsichtlich der Bewertung ihrer Randedichtigkeit und ihrer Haftkraft immer noch uneinheitlich, selbst wenn in Übersichten [Van Meerbeek et al. 2004b] ein Abfall der Haftwerte zu verzeichnen ist [Ernst et al. 2005].

Optibond FL scheint in der Literatur signifikant bessere Ergebnisse zu präsentieren als andere getestete Systeme nach Wasserlagerung und Temperaturwechsel [Blunck/Roulet 1997]. Bei anderen Adhäsiven dieser Klasse war Verbund mittels A.R.T. Bond und Syntac zunächst positiv zu bewerten, die Dauerhaftigkeit jedoch noch unzureichend [Tinschert et al. 1997].

In der vorliegenden Untersuchung fiel der Haftwert von Optibond FL zum Schmelz nach dem Temperaturlastwechsel hochsignifikant ab, blieb aber mit durchschnittlich ca. 9 MPa relativ stabil. Der Verbund zum Dentin verringert sich nicht signifikant und mit etwa 14 MPa nach Temperaturlastwechsel kann jedoch auch klinisch eine gute Haltbarkeit erwartet werden.

Anders sehen die Ergebnisse der Untersuchung von One Coat SE Bond aus. Der anfangs sehr gute Dentinverbund versagte nach dem thermocyclischen Stress. Der Schmelzverbund zeigte keine signifikante Veränderung, er blieb auf dem Niveau von Optibond FL nach Temperaturlastwechsel.

In einer ähnlichen Untersuchung wurde das Versagen des Verbundes nach Temperaturlastwechsel bestätigt, allerdings gab in dieser Studie auch der Schmelzverbund signifikant nach. Infolge der thermischen Belastung wurde ein signifikanter sprunghafter Anstieg an Kontinuitätsunterbrechungen der Füllungsråder sowohl in den Dentinbereichen (68%) als auch in den Schmelzbereichen (66,5%) beobachtet. Der Autor weist jedoch auch darauf hin, dass die Kombination mit anderen Kompositen signifikant bessere Ergebnisse liefert [Hassanzadeh-Kolp 2008].

Die Auswertungen bezüglich der Rangordnung sind vergleichbar mit den Resultaten anderer Autoren [Haller 1997, Krejci et al 1994, Krejci et al 1993]. Dies bestätigt die Aussagekraft der Methode, obwohl keine mechanische Belastung und auch keine intrapulpa Drucksimulation durchgeführt wurden [Blunck/Roulet 1997].

Van Meerbeeks Erkenntnisse zur Hydrolysestabilität konnten in diesem Versuch zumindest mit One Coat SE Bond nicht bestätigt werden. Es sei aber auch darauf hingewiesen, dass gerade die selbstätzenden Systeme z. T. sehr unterschiedliche Zusammensetzungen aufweisen und schon die initialen Haftversuche zeigten, dass die Ergebnisse von einem Adhäsiv nicht zwangsläufig auf alle anderen dieser Generation übertragen werden können.

Der Dentinverbund mit Silorane System Adhesive hat unter Temperaturlastwechsel ebenfalls versagt, was möglicher Weise für keine gute klinische Dauerhaftigkeit

spricht. Die Schmelzhaftung stellt sich jedoch besser dar, da hier kein signifikanter Abfall erfolgte.

Das Versagen des Dentinverbundes beim Siloran zeigte sich auch in anderen Untersuchungen. Der Autor kam zu dem Schluss, dass sich im Bereich der dentinbegrenzten Kavitätenränder kein belastungsstabiler Randschluss erzielen ließ [Gärtner 2006].

Somit scheinen die Materialeigenschaften des Siloran-Werkstoffes selbst sehr vielversprechend, jedoch ist die unbedingte Festlegung auf nur ein zurzeit mit Filtek Silorane kompatibles Dentinadhäsiv nachteilig für den klinischen Einsatz [Rzanny 2010]. Die eigenen Ergebnisse der Haftwerte zum Dentin nach Temperaturlastwechsel erfordern eher Zurückhaltung.

6.2.4. Multibottle / Onebottle

Adhäsivsysteme der sechsten und siebten Generation erfreuen sich auf Grund einer gegenüber konventionellen Systemen mit Phosphorsäureätzung vereinfachten Anwendung bei angestrebter vergleichbarer Qualität des adhäsiven Verbundes [Brackett et al. 2004, Kiremitci et al. 2004], sowie einer postulierten geringeren Rate an postoperativen Sensibilitäten [Perdigao et al. 2003] steigender Beliebtheit. Auf der anderen Seite existieren Publikationen, die durchaus Bedenken gerade bei vereinfachten Ein-Schritt-Systemen [Chersoni et al. 2004] in Bezug auf Ihre Hydrophilie [Tay/Pashley 2003] und daraus folgend auf ihre Hydrolysestabilität [Van Meerbeek et al. 2004] aufzeigen. Die wenigen existierenden Studien, die eine Langzeitwasserlagerung berücksichtigen, kommen zu dem Schluss, dass die konventionellen Mehrschrittssysteme auf lange Sicht bessere Randqualitäten erwarten lassen [Frankenberger et al. 2004]. Zum Teil geben jedoch schon Untersuchungen zur Mikrohaftung vergleichbare Hinweise bei initialen Belastungsuntersuchungen [De Munck et al. 2001, Ernst et al. 2005].

Auch die hier dargestellten Messwerte der Einfaschenadhäsive am Schmelz und am Dentin sind vergleichbar mit denen der untersuchten Mehrflaschensysteme. In der Gruppe der totalätzenden Adhäsive wurden keine hochsignifikanten Unterschiede festgestellt. Der signifikant niedrigere initiale Haftwert von Gluma Comfort Bond erwies sich nach Temperaturlastwechsel als sehr stabil und war danach signifikant besser als der von Optibond FL nach Temperaturlastwechsel.

Ebenso konnten die ausgewählten selbstätzenden Onebottle-Systeme im Gegensatz zu One Coat SE Bond auch nach Temperaturlastwechsel am Schmelz und am Dentin überzeugen. Die initialen Dentinhaftverbunde zeigten keine signifikanten Unterschiede, ergaben nur geringfügig kleinere Werte als die Mehrflaschensysteme und blieben nach Temperaturlastwechsel relativ stabil. Bei der Schmelzhaftung fiel iBond nach Thermocycling hochsignifikant ab und war damit nicht signifikant niedriger als One Coat SE Bond nach Temperatur-Wechselast. Ansonsten waren die Schmelzhaftwerte der Onebottle-Systeme hochsignifikant höher als die vom getesteten Multibottle-Adhäsiv One Coat SE Bond.

Somit kann die unzureichende Dauerhaftigkeit der Einfaschenadhäsive, wie in der Literatur häufig beschrieben [Marx 2001a, Marx 2001b], nicht mehr generell bestätigt werden. Die Verbundkräfte zum Dentin entsprechen im Wesentlichen denen von Optibond FL. Der Verbund zum Schmelz war jedoch bei den selbstätzenden

Einflaschensystemen ebenso wie bei den Mehrflaschensystemen generell meist etwas schlechter. Eine Ursache dafür könnte der schwankende und eher weniger saure pH-Wert selbstätzender Systeme von 0,6 bis 2,8 [Holzmeier 2002] gegenüber Phosphorsäure sein.

Problematisch wird in der Literatur die große Streuung der Ergebnisse betrachtet, die bei den Total-Etch-Einflaschensystemen in ähnlich hohem Maß auftritt wie bei den selbstkonditionierenden Einflaschensystemen [Courson et al 2005].

In dieser Untersuchung war die Streuung der Werte sehr unterschiedlich. Zwar streuten viele Werte der neueren Generationen besonders nach Thermocycling etwas mehr als die konventionellen Systeme, jedoch gab es auch Messreihen zur initialen Haftung die deutlich weniger streuten. Auch bei den klassischen totalätzenden Mehrflaschensystemen gab es einzelne Haftwerte, die nach unten abwichen, sodass, wie bereits in Kapitel 6.1. diskutiert wurde, der Versuchsaufbau z. T. dafür verantwortlich scheint und an dieser Stelle nicht weiter ausgeführt werden soll.

Bezüglich moderner Einflaschenadhäsive zeigten wasser-ethanolbasierte Systeme in der Literatur gegenüber rein wasser- oder acetonbasierten Adhäsiven die bessere Effektivität und erreichten die Leistungsfähigkeit der etablierten Adhäsive [Frankenberger 2002].

Grundsätzlich kann die Tendenz bezüglich der ethanol- bzw. rein wasserbasierten Adhäsiven auch hier bestätigt werden. Ein genauer Vergleich der Haftwerte von Onebottle-Systemen mit verschiedenen Lösungsmitteln konnte in dieser Arbeit jedoch nicht angefertigt werden, da wie bereits erörtert, nur einige Messwerte entsprechend der Anwendungsvorschrift übernommen wurden. Es sei daher an dieser Stelle nochmals auf die Dissertation von ZA Lars Eichmann verwiesen. Die aufgeführten Systeme sind sowohl Ethanol-haltig (z.B. Gluma Comfort Bond) als auch Aceton-haltig (z. B. iBond) und lieferten solide Ergebnisse. Lediglich rein wasserbasierte Einflaschensysteme (z.B. artCem One) wurden nicht mit den Multibottle-Adhäsiven verglichen, da bereits der initiale Dentinverbund teilweise unzureichend war.

6.2.5. Multilink Automix

Vorbehandlungen

Eine Kontamination mit Blut oder Blutbestandteilen führt regelhaft zu erheblichen Reduktionen der Verbundkräfte. Verunreinigungen mit Speichel wirken sich ebenfalls negativ aus [Lang 2000]. Darum ist der Kofferdam bei der adhäsiven Füllungstherapie Voraussetzung für einen festen Verbund. Mit dessen Hilfe lässt sich eine absolute Trockenlegung gewährleisten und eine solche Verunreinigung suffizient verhindern. Die Zahnhartsubstanz wird jedoch auch iatrogen kontaminiert. Die Kavitätesdesinfektion vor der Einbringung eines Füllungsmaterials stellt einen wichtigen Punkt der restaurativen Zahnheilkunde [Luglie et al. 1998] zur Verhinderung einer Residualkariesmanifestation oder eines Fortschreitens der bakteriellen Invasion in Richtung der Pulpa [Nagaoka et al. 1995] dar. Im Allgemeinen wird hierzu 3 %iges Wasserstoffperoxid oder Chlorhexidindigluconat empfohlen [Meiers/Shook 1996]. Oftmals wird in der zahnärztlichen Praxis allerdings auch Natriumhypochlorit [Nordbo et al 1996] verwendet, das sich zudem in der Endodontie bewährt hat [Kuruvilla/Kamath 1998]. Über den Einfluss auf Folgebehandlungen, wie der Anwendung der Adhäsivtechnik auf dem Dentin, ist hingegen weniger bekannt, bzw. liegen z. T.: widersprüchliche Aussagen vor [Vargas et al. 1997, Frankenberger et al. 1998b, Ernst et al. 1999].

In der Literatur zeigte sich ein signifikanter Abfall der Scherhaftungswerte bei der Dentindesinfektion mit H_2O_2 und NaOCl bei allen getesteten Adhäsivsystemen, während bei Syntac zusätzlich eine signifikante Reduktion der Scherhaftung unter Verwendung von Chlorhexidin zu verzeichnen war. Bei der Anwendung von Adhäsivsystemen sollte demzufolge immer ein möglicher Einfluss der Kavitätesdesinfektion auf den Dentinhaftverbund mitberücksichtigt werden, wobei am ehesten die Desinfektion mit Chlorhexidin empfohlen wird [Ernst et al. 1999].

In einer anderen Untersuchung wurde nur der Einfluss von Chlorhexidin bei unterschiedlicher Anwendung getestet. Die höchsten Haftkraftwerte wurden in der Kontrollgruppe ohne Vorbehandlung und der Gruppe bei der eine Desinfektion mit 2 %iger Chlorhexidinlösung nach dem Ätzen und anschließender Wasserspülung durchgeführt wurde, gemessen. Signifikant geringere Werte fanden sich in den Gruppen, in denen die Desinfektionslösung vor bzw. nach dem Anätzen appliziert wurde. Nach Ansicht der Autoren kann als Desinfektionsmittel eine 2 %ige Chlorhexidinlösung nach dem Anätzen angewandt werden, sollte jedoch vor weiteren

Konditionierungsmaßnahmen abgespült werden, damit die Haftfestigkeit des Komposits auf dem Dentin nicht vermindert ist [Stark 2000].

Die Ergebnisse zu den unterschiedlichen Vorbehandlungen mit dem firmeneigenen Desensitizer, Chlorhexidin, Ethanol und Wasserstoffperoxid bei der Anwendung von Multilink Automix ergaben einen signifikanten Einfluss nur für letzteres. Zwar fielen die mittleren Haftwerte nach allen Vorbehandlungen nicht signifikant ab und die Streuung nahm teilweise zu, jedoch sind diese Unterschiede so gering, dass sie an dieser Stelle vernachlässigt werden sollen. Die Desinfektion mit Wasserstoffperoxid hingegen ließ den Haftwert hochsignifikant abfallen, sodass dieser ein Versagen des Verbundes teilweise nicht verhindern konnte.

Feuchtigkeitszustände

Häufig liest man in der Literatur, dass die meisten Adhäsivsysteme wirkungsvoller an einer eher feuchten Zahnoberfläche als an einer übertrockneten oder sehr nassen Oberfläche haften [Craig et al. 2006]. Wie feucht das Dentin für einen optimalen Verbund sein muss, hängt von den einzelnen Dentinadhäsiven und deren Zusammensetzung ab. Dabei hatte einer Studie zufolge die Dentinrestfeuchtigkeit bei wasserbasierten Adhäsiven keine signifikante Wirkung auf die Haftkraft. Bei den aceton- und ethanolbasierten Systemen hatte die Restfeuchtigkeit einen teils positiven teils negativen Einfluss [Haller/Fritzenschaft 1999, Manhart et al. 1999]. Bei anderen Untersuchungen mit wasser- und acetonbasierten Adhäsiven fielen die Haftverbunde aller getesteten Systeme unter Feuchtigkeit signifikant ab. Es finden sich in der Literatur Untersuchungen, die bei acetonbasierten Systemen unter Feuchtigkeit einen Abfall der Haftwerte [Paul/Scharer 1993, Davidson et al. 1993] oder auch eine Zunahme [Kanca 1992] bestätigen.

Die gegensätzlichen Ergebnisse sind wahrscheinlich durch die unterschiedliche Applikation der Feuchtigkeit bedingt. Während die Benetzung der Dentinoberfläche durch einen acetonbasierten Primer bei Feuchtigkeit auf der Dentinoberfläche [Kanca 1992] sehr effektiv ist, scheint der wasserverdrängende Effekt bei gefüllten Dentintubuli und demineralisierter Kollagenstruktur weniger gut zum Tragen zu kommen. Hier steht das Wasser in Konkurrenz zum adhäsiven System [Douglas 1989] und beeinflusst so möglicherweise die Reaktion des adhäsiven Systems mit der Dentinoberfläche [Pashley 1991] und die Bildung einer Hybridschicht. In Gegenwart von Flüssigkeit in den Dentintubuli scheint die Penetration erschwert, was

die signifikant niedrigeren Verbundfestigkeiten in feuchtem Dentin erklären würde [Friedl et al. 1995].

Dieses Prinzip trifft möglicherweise auch auf Multilink Automix zu. Die Werte fielen mit zunehmender Feuchtigkeit sehr deutlich ab und waren signifikant niedriger als die Referenzprobe mit der niedrigsten Restfeuchtigkeit. Eine weitere Erklärung könnte der Verdünnungseffekt und damit die Erhöhung des pH-Wertes sein, da es sich beim Multilink Automix Adhäsivsystem um einen selbstätzenden Primer handelt.

7. Schlussfolgerung

Die Untersuchungsergebnisse zeigen, dass ein Haftverbund nach dieser Versuchsanordnung mit selbstätzenden Adhäsiven an Schmelz und Dentin prinzipiell realisiert wird. Besonders für den Dentinverbund zeigen diese auf Grund ihrer einfachen Anwendung am empfindlichen Kollagennetzwerk Vorteile bei der Haftfestigkeit. Dennoch zeigt das Ergebnis von One Coat SE Bond, dass nicht alle Self-Etch-Systeme mit hohen initialen Haftwerten auch langfristig und unter Belastung stabil bleiben.

Der Schmelzverbund scheint ebenfalls realisierbar. Zwar ist die Schmelzhaftung offensichtlich immer noch die Schwachstelle bei den selbstkonditionierenden Adhäsiven. Jedoch zeigen die Versuche zu Clearfil Protect Bond ebenfalls eine sehr stabile Haftung, sodass nicht jedes System für jede Indikation gleich geeignet scheint.

Das spezielle Adhäsiv für Filtek Silorone erzeugt zwar einen Verbund zu beiden Zahnhartsubstanzen, jedoch war dieser zum Dentin nicht dauerhaft belastungsstabil. Die Festigkeitswerte zum Schmelz waren im Vergleich zu den anderen Systemen gering, sodass sicherlich noch Optimierungen dieses innovativen Systems folgen sollten.

Der Vergleich mit den Onebottle-Adhäsiven zeigt, dass auch diese durchaus vielversprechend sind. Die ausgewählten Systeme waren auch nach Thermocycling vergleichbar mit Optibond FL. Somit scheint die Hydrolysestabilität grundsätzlich realisierbar.

Die Untersuchung von Multilink Automix zeigte, dass dieses Befestigungskomposit offensichtlich eine Desinfektion mit Chlorhexidin oder Ethanol sowie eine Desensitivierung relativ gut toleriert, wenn auch ein leichter Abfall der Festigkeitswerte beobachtet werden konnte. Lediglich eine Säuberung mit Wasserstoffperoxid hatte signifikante Auswirkungen auf den Verbund und ist somit nicht empfehlenswert.

Die Messung der Haftwerte, bei unterschiedlichen Feuchtigkeiten, ergab für Multilink Automix, dass eine relativ trockene Oberfläche bessere Verbundbedingungen bietet, als eine sehr feuchte oder gar nasse. Eine Übertrocknung der Kavität oder des Kronenstumpfes, bsw. unter Kofferdam, ist also nach dieser Versuchsanordnung eher nicht zu befürchten.

8. Literaturverzeichnis

1. 3M ESPE: Materialbeschreibung von Filtek Supreme (2006)
2. 3M ESPE: Veröffentlichung von Filtek Silorane (2007)
3. Alani AH, Toh CG: Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent* 22, 173-185 (1997)
4. Asmussen E, Uno S: Adhesion of restorative resins to dentin. Chemical and physicochemical aspects. *Oper Dent* 17, Suppl 5, 68-74 (1992)
5. Asmussen E, Peutzfeld A: Polymerization contraction of a silorane-based resin composite and four methacrylate-based composites. *European Cells and Materials* Vol. 10. Suppl. 4, 8 (2005)
6. Bailey WJ, Sun RL: Photopolymerization of an expanding monomer with an aromatic dioxirane. *J Amer Chem Soc: Div Polym Chem Prepr* 13, 281 (1972)
7. Bailey WJ: Matrices that expand on curing for high strenght composites and adhesives. *Mater Sci and Eng A129*, 271-279 (1990)
8. Barkmeier WW, Shaffer SE, Gwinnett AJ: Effect of 15 vs 60 second enamel acid conditioning on adhesion and morphology. *Oper Dent* 11, 111-116 (1986)
9. Barkmeier WW, Shaffer SE, Gwinnett AJ: Effect of reduced acid concentration and etching time on bond strength and enamel morphology. *J Clinical Orthod* 21, 395-398 (1987)
10. Barteczko I, Fischer-Brandies H, Albers H-K: Einfluss der Schmelzkonditionierung auf die Schmelzmorphologie und die Haftfestigkeit von Brackets. *DZZ* 61, 97-101 (2006)
11. Bertschinger C, Paul S, Lüthy H, Schärer P: Dual application of dentin bonding agents: effect of bond strength. *Am J Dent* 9, 115-119 (1996)
12. Besnault C, Attal JP: Influence of a simulated oral enviroment on microleakage of two adhesive systems in Class II. *J Dent* 30, 1-6 (2002)
13. Blunck U, Roulet JF: Einfluss der Wasserlagerung auf die Wirksamkeit von Dentinadhäsiven. *DZZ* 52, 806-808 (1997)

14. Boeckler L, Schaller HG, Gernhardt CR: Klinische Erfahrungen mit dem selbstkonditionierenden Dentinhaftvermittlersystem AdheSE in Klasse I- und II-Kavitäten – Einjahresergebnisse. DZZ 62,452-457 (2007)
15. Boehr WM: Adhäsivsysteme in der Praxis: schneller auch besser? DZZ 62, 436-439 (2007)
16. Bordin-Aykroyd S, Sefton J, Davies EH: In vitro bond strengths of three current dentin adhesives to primary and permanent teeth. Dent Mat 8, 74-78 (1992)
17. Bowen RL: Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate. US Patent 3066112 (1962)
18. Bowen RL: Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. J Am Dent Ass 66, 57-64 (1963)
19. Brackett WW, Haisch LD, Pearce MG, Brackett MG: Microleakage of Class V resin composite restorations placed with self-etching adhesives. J Prosthet Dent 91, 42-45 (2004)
20. Buonocore MG: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 34, 849-853 (1955)
21. Burke FJ: What's new in dentin bonding? Self-etch adhesives. Dent Update 31, 580-589 (2004)
22. Burrow MF, Tagami J, Hosoda H: The long term durability of bond strengths to dentin. Bull Tokyo Med Dent Univ 40, 173-191 (1994)
23. Büttinghaus F: Dreikörperverschleiß und Oberflächenermüdung von Kompositfüllungswerkstoffen. Dissertation, München (2004)
24. Buyukyilmaz T, Usumez S, Karaman AI: Effect of self-etching primers on bond strength - are they reliable? Angle Orthodont 73, 64-70 (2003)
25. Cardoso PE, Placido E, Moura SK: Microleakage of four simplified adhesive systems under thermal and mechanical stresses. Am J Dent 15, 164-168 (2002)

26. Chersoni S, Suppa P, Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Yiu C, Huang C, Prati C, Breschi L, Ferrari M, Pashley DH, Tay FR: In vivo and in vitro permeability of one-step self-etch adhesives. *J Dent Res* 83, 459-464 (2004)
27. Christensen GJ: Amalgam vs. composite resin. *J Am Dent Assoc* 129, 1757-1759 (1998)
28. Claessen B: Klinische Nachuntersuchung und quantitative Randalanalyse von im Studentenkurs gelegten Kompositfüllungen im Frontzahngebiet – Eine 6-Jahres-Studie. Dissertation, Berlin (2010)
29. Cooley RL, Dodge WW: Bond strength of three dental adhesives on recently extracted versus aged teeth. *Quint Int* 20, 513-516 (1989)
30. Courson F, Bouter D, Ruse ND, Degrange M: Bond strengths of nine current dentine adhesive systems to primary and permanent teeth. *J Oral Rehabil* 32, 296-303 (2005)
31. Craig RG, Powers JM, Wataha JC: Zahnärztliche Werkstoffkunde – Eigenschaften und Verarbeitung. 1. Auflage, Urban&Fischer Verlag, 81-82 (2006)
32. Crim GA, Shay JS: Effect of dentin bonded composite resin material. *Quint Int* 19, 365-367 (1988)
33. Crispin BJ: Moderne Ästhetische Zahnheilkunde – Grundlagen für die Praxis. 1. Auflage, Quintessenz Verlag, 81-103 (1998)
34. D'Souza PD, Duschner H, Staehle HJ, Pioch T: Dentin bonding systems: A comparative study of SEM and CLSM used to visualize the resin-dentin interface. *Acta Med Dent Helv* 4, 20-26 (1999)
35. Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A: The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* 63, 1396-1399 (1984)
36. Davidson CL, Abdalla AI, de Gee AJ: An investigation into the quality of dentine bonding systems for accomplishing a durable bond. *J Oral Rehabil* 20, 291-300 (1993)
37. Davies EL, Wiecekowsky Jr G, Yu XY, Joynt RB, Gallo J: Adhesion of dentin bonding agents after smear layer treatments. *Am J Dent* 5, 29-32 (1992)

38. de Gee AF, Feilzer AJ, Davidson CL: True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composite determined with a linometer. *Dent Mater* 9, 11-14 (1993)
39. De Munck J, Van Meerbeek B, Satoshi I, Vargas M, Yoshida Y, Armstrong S, Lambrechts P, Vanherle G: Microtensile bond strengths of one- and two-step self-etching adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Am J Dent* 16, 414-420 (2001)
40. Denehy GE, Cobb DS, Bouschlicher MR, Vargas MA: Clinical evaluation of a self-etching primer/adhesive in posterior composites. *J Dent Res Special Issue* 79, 186 (Abstr 340) (2000)
41. Dietschi D, De Siebenthal G, Neveu-Rosenstand L, Holz J: Influence of the restorative technique and new adhesives on the dentin marginal seal and adaptation of resin composite Class II restorations: an in vitro evaluation. *Quint Int* 26, 717-727 (1995)
42. Dietschi D, Herzfeld D: In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of resin composite Class II restorations after thermal and occlusal stressing. *Eur J Oral Sci* 106, 1033-1042 (1998)
43. DIN EN ISO 4049: Füllungs-, restaurative und Befestigungskunststoffe
44. DIN EN ISO 10477: Kronen- und Brückenkunststoffe
45. Douglas WH: Clinical status of dentine bonding agents. *J Dent* 17, 209-215 (1989)
46. Douglas WH: Posterior composites for modern operative dentistry. *J Calif Dent Assoc* 24, 44-47 (1996)
47. Duke ES, Lindemuth J: Polymeric adhesion to dentin: Contrasting substrate. *Am J Dent* 3, 264-270 (1990)
48. Duke ES, Lindemuth J: Variability of clinical dentin substrates. *Am J Dent* 4, 241-246 (1991)
49. Duke ES, Robbins JW, Schwartz RS, Summitt JB, Conn LJ: Clinical and interfacial laboratory evaluation of a bonding agent in cervical abrasion. *Am J Dent* 7, 307-311 (1994)

50. Eichner K: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 2 Werkstoffe unter klinischer Betrachtung. 4. Auflage, Hüthig Verlag, 144-151 (1981)
51. Eichner K, Kappert HF: Zahnärztliche Werkstoffkunde Band 1: Grundlagen und Verarbeitung, 8. Auflage, Thieme Verlag, 206-207 (2005)
52. Eick JD, Cobb CM, Chappell P, Spencer P, Robinson SJ: The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part I. Quintessence Int 22, 967-977 (1991)
53. Eliades G: Dentin bonding systems. In: Vanherle G, Degrange M, Willems G: State of the art on direct posterior filling materials and dentine bonding. Leuven, Belgien 49-74 (1993)
54. Eliades G: Clinical relevance of the formulation and testing of dentin bonding systems. J Dent 22, 73-81 (1994)
55. Erickson RL: Surface interactions of dentin adhesive materials. Oper Dent Supplement 5, 81-94 (1992)
56. Ernst CP, Post M, Willershausen B: Der Einfluß der Kavitäten-Desinfektion auf den Haftverbund von Dentinadhäsiven. DZZ 54, 124-126 (1999)
57. Ernst CP, Willershausen B: Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. Zahnärztliche Mitteilungen 93, 30-40 (2003)
58. Ernst CP, Holzmeier M, Willershausen B: In vitro Shear Bond Strength of Self-etching Adhesives in Comparison to 4th and 5th Generation Adhesives. J Adh Dent 6, 293-299 (2004)
59. Ernst CP, Fiedler T, Brandenbusch M, Willershausen B: In-vitro-Untersuchung zum Randschluss selbstkonditionierender Adhäsive in Klasse-II-Kavitäten. DZZ 60, 193-199 (2005)
60. Farik B, Munksgaard EC, Suh BI, Andreasen JO, Kreiborg S: Adhesive Bonding of fractured anterior teeth: effect of wet technique and rewetting agent. Am J Dent 11, 251-253 (1998)
61. Farik B, Munksgaard EC, Andreasen JO, Kreiborg S: Drying and rewetting anterior crown fragments prior to bonding. Endod Dent Traumatol 15, 113-116 (1999)

62. Frankenberger R, Sindel J, Krämer N: Haftfestigkeit und Zuverlässigkeit der Verbindung Dentin-Komposit und Dentin-Kompomer. DZZ 51, 556-560 (1996)
63. Frankenberger R, Sindel J, Krämer N: Haftfestigkeit und Zuverlässigkeit der Dentin-Komposit-Verbindung mit zwei experimentellen Dentinhaftvermittlern. DZZ 51, 556-560 (1996b)
64. Frankenberger R, Sindel J, Krämer N: Extrusion shear bond strength of composites and compomers to dentin. J Dent Res 75, 394 (1996c)
65. Frankenberger R, Sindel J, Krämer N, Petschelt A: Die Verbindung von Adhäsivsystemen verschiedener Generationen mit Schmelz und Dentin der ersten und zweiten Dentition. DZZ 52, 795-799 (1997a)
66. Frankenberger R, Sindel J, Krämer N: Beeinflussen Dentinadhäsive und ihre Applikatoren die Schmelzhaftung? DZZ 52, 202-205 (1997b)
67. Frankenberger R, Sindel J, Krämer N, Oberschachtsiek H, Petschelt A: Die Langzeitstabilität des Komposit-Dentinverbunds nach Total-Etching. DZZ 53, 697-700 (1998a)
68. Frankenberger R, Oberschachtsiek H, Sindel J, Krämer N, Petschelt A: Push-out bond strength of modern adhesives after NaOCl-pretreatment. J Dent Res 77, 683-685 (1998b)
69. Frankenberger R, Krämer N, Pelka M, Petschelt A: Internal adaptation and overhang formation in Class II resin composite restorations. Clin Oral Investin 3, 208-215 (1999a)
70. Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A: Fatigue behaviour of different dentin adhesives. Clin Oral Investig 3, 11-17 (1999b)
71. Frankenberger R, Perdigao J, Rosa BT, Lopes M: One-bottle vs. multi-bottle dentin adhesives – a microtensile bond strength and morphological study. Dent Mater 17, 373-380 (2001)
72. Frankenberger R: Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbundes. DZZ 57, 154-171 (2002)

73. Frankenberger R, Strobel WO, Lohbauer U, Kramer N, Petschelt A: The effect of six years of water storage on resin composite bonding to human dentin. *J Biomed Mat Res* 15, 25-32 (2004)
74. Freitag M, Hellwig E: Adhäsive Wiederbefestigung eines Zahnfragmentes nach Frontzahntraume. *Quintessenz* 58, 363-368 (2007)
75. Friedl KH, Powers JM, Hiller KA, Schmalz G: Der Komposit-Dentinverbund nach Anwendung von Dentinadhäsiv-Systemen. *DZZ* 50, 577-581 (1995)
76. Fröhlich M, Schneider H, Merte K: Oberflächeninteraktion von Dentin und Adhäsiv. *DZZ* 51, 173-176 (1996)
77. Gaengler P, Hoyer I, Montag R, Gaebler P: Micromorphological evaluation of posterior composite restorations – a 10-year report. *J Oral Rehabil* 31, 991-1000 (2004)
78. Gaengler P: Die Kontroverse: Füllungstechniken – nur noch adhäsiv? *DZZ* 60, 11-14 (2005)
79. Gärtner A: Untersuchung des Randschlussverhaltens von Füllungen aus Kompositmaterialien in approximal dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten. Dissertation, Homburg/Saar (2006)
80. Geurtsen W: Untersuchungen zur subzellulären Schädigung durch die ungefüllten Einzelsysteme eines Komposits. *DZZ* 42, 580-583 (1987)
81. Geurtsen W: Klinik der Kompositfüllung. Hanser Verlag, München, 174 (1989)
82. Going RE: Microleakage around dental restaurations: a summarizing review. *J Am Dent Assoc* 84, 1349-1357 (1972)
83. Gordan V, Vargas MA, Cobb DS, Denehy GE: Evaluation of adhesive systems using acidic primers. *Am J Dent* 10, 219-233 (1997)
84. Granath L, Svensson A: Elastic outward bending of loaded buccal and lingual premolar walls in relation to cavity size and form. *Scand J Dent Res* 99, 1-7 (1991)
85. Guggenberger R, Weinmann W: Exploring beyond methacrylates. *Am J Dent* 13, 82D-84D (2000)

86. Gwinnett AJ: Moist vs. dry dentin: Its effect on shear bond strength. Am J Dent 5, 127-129 (1992)
87. Gwinnett AJ: Altered tissue contribution to interfacial bond strength with acid conditioned dentin. Am J Dent 7, 243-246 (1994)
88. Gwinnett AJ: Dentin bond strengths after air-drying and rewetting. Am J Dent 7, 144-148 (1994)
89. Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Pfannkuch A: Beständigkeit des Komposit-Dentinverbundes bei künstlicher Alterung. DZZ 48, 100-104 (1993)
90. Haller B, Windsheimer U, Hofmann N, Klaiber B: Selektive Schmelzätzung oder Total-Etching? DZZ 50, 824-827 (1995)
91. Haller B: Einkomponenten-Adhäsive – Aktueller Entwicklungsstand. Dt. ZÄ-Kalender 56, 169-188 (1997)
92. Haller B, Herzog R: Randschluß von Aufbaufüllungen aus chemisch härtenden Kompositen in vitro. DZZ 53, 251-256 (1998)
93. Haller B, Fritzenschaft A: Dentinhaftung von Ein- und Mehrkomponenten-Haftvermittlern bei Dry und Moist Bonding in vitro. DZZ 54, 225-230
94. Hannig M, Reinhardt KJ, Bott B: Self-etching Primer vs. phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. Oper Dent 24, 172-180 (1999)
95. Hannig M, Bott B, Emmermann A: Randschlussverhalten von Klasse-II-Kompositfüllungen nach Schmelzkonditionierung mit selbstätzenden Primern. DZZ 54, 133-136 (1999b)
96. Hannig M, Bott B: Randschlussverhalten von plastischen zahnfarbenen Füllungen in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten. DZZ 55, 135-138 (2000)
97. Harnirattisai C, Inikoshi S, Hosada H, Shimada Y: Interfacial morphology of an adhesive composite resin and etched cariesaffected dentin. Oper Dent 17, 222-228 (1992)
98. Harnirattisai C, Inikoshi S, Shimada Y, Hosada H: Adhesive interface between resin and dentin of cervical erosion/abrasion lesions. Oper Dent 18, 138-143 (1993)

99. Hashimoto, M, Ohno H, Yoshida E, Hori M, Sano H, Kaga M, Oguchi H: Resin-enamel bonds made with self-etching primers on ground enamel. Eur J Oral Sci 111, 447-453 (2003)
100. Hassanzadeh-Kolp V: Marginale und interne Adaptation von Klasse-II-Komposit-Restaurationen unter Verwendung von selbststützenden Adhäsivsystemen. Dissertation, Homburg/Saar (2008)
101. Helbig EB, Haufe E, Richter G, Klimm HW, Luder HU: Fünfjahresergebnisse zur Füllungstherapie nichtkariöser zervikaler Hartschubstanzdefekte mit einem Dentinadhäsiv-Mikrohybrid-System. DZZ 55, 534-539 (2000)
102. Hellwig E, Klimek J, Attin T: Einführung in die Zahnerhaltung. 4.Auflage, Urban&Fischer Verlag, 3-12, 155-200 (2007)
103. Heymann HO, Bayne SC: Current concepts in dentin bonding: focussing on dentinal adhesion factors. J Am Dent Ass 124, 26-36 (1993)
104. Hickel R: Moderne Füllungswerkstoffe. DZZ 52, 572-584 (1997)
105. Holzmeier M: Scherhaftuntersuchung zu selbstkonditionierenden Adhäsiven an Schmelz und Dentin im Vergleich zu klassischen Adhäsivsystemen der vierten und fünften Generation. Dissertation, Mainz (2002)
106. Hosoya Y, Marshall SJ, Watanabe LG, Marshall GW: Microhardness of carious deciduous dentin. Oper Dent 25, 81-89 (2000)
107. Ibarra G, Vargas MA, Geurtsen W: Grenz- und Oberflächencharakteristika zweier selbststützender Adhäsive nach Applikation auf unbeschiffenen und beschiffenen Rinderschmelz – Eine qualitative Studie. DZZ 62, 443 – 451 (2007)
108. Ilie N, Kunzelmann KH, Hickel R: Evaluation of micro-tensile bond strengths of composite materials in comparison to their polymerization shrinkage. Dent Mater 22, 593-601 (2006)
109. Inoue S, Van Meerbeek B, Vargas M, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G: Adhesion mechanism of self-etching adhesives. In: Tagami J, Toledano M, Prati C: Proceedings of 3rd International Kuraray Symposium on Advanced Adhesive Dentistry, 131-148 (1999)

110. Johnson DC: Comparison of primary and permanent teeth. In: Avery JK: Oral developments and histology. Decker, Philadelphia, 180-190 (1987)
111. Joynt RB, Wieczkowski G, Klockowski R, Davis EL: Effect of composite restorations on resistance to cuspal fracture in posterior teeth. J Prosthet Dent 57, 431-435 (1987)
112. Kaaden C, Paschos E, Jaensch B, Hickel R: Strukturelle Besonderheiten der Ersten Dentition in Hinblick auf die Adhäsivtechnik. DZZ 57, 576-581 (2002)
113. Kanca J: Resin bonding to wet substrate – 1. Bonding to Dentin. Quint Int 23, 39-41 (1992)
114. Kidd EAM: Microleakage: a review. J Dent 4, 199-204 (1976)
115. Kiremitci A, Yalcin F, Gokalp S: Bonding to enamel and dentin using self-etching adhesive systems. Quintess Int 35, 367-370 (2004)
116. Kohler B, Rasmusson CG, Odman P: A five-year clinical evaluation of Class II composite resin restorations. J Dent 28, 111-116 (2000)
117. Körber KH, Ludwig K: Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. Dent Lab 31, 55-60 (1983)
118. Krämer N, Frankenberger R, Ebert J, Petschelt A: Total bonding of posterior composite restorations – two-year results. J Dent Res 78, 308, Abstr. Nr. 1621 (1999)
119. Krejci I, Sparr D, Lutz F: Three layer light hardening procedure with traditionell composites for Black Class II restorations. Quintessenz Zahnärztl Lit 3, 1217 (1987)
120. Krejci I, Lutz E, Häusler T: New adhesives in class V restorations under simulated dentinal fluid. J Dent Res 72, 263-267 (1993)
121. Krejci I, Häusler T, Sägesser D, Lutz E: New adhesives in class V restorations under combines load and simulated dentinal fluid. Dent Mater 10, 331-335 (1994)
122. Krejci I, Besek M, Lutz F: Clinical and SEM study of Tetric resin composite in posterior teeth: 12 month results. Am J Dent 7, 27-30 (1994)

123. Krüger, S: Untersuchung der Polymerisationsschrumpfung und Quellung moderner Seitenzahnkomposite in Abhängigkeit von der Polymerisationszeit. Dissertation, Düsseldorf (2009)
124. Kubo S, Yokota H, Sata Y, Hayashi Y: Microleakage of self-etching primers after thermal and flexural load cycling. Am J Dent 14, 163-169 (2001)
125. Kuruvilla JR, Kamath MP: Antimicrobial activity of 2.5 % sodium hydrochlorite and 0.2 % chlorhexidine gluconate separately and combined, as endodontic irrigants. J Endod 24, 472-476 (1998)
126. Lang H, Schwan R, Nolden R: Die 3D-Speckle-Interferometrie zur dreidimensionalen Erfassung der Verformung eingegliedelter Restaurationen. DZZ 50, 379-383 (1995)
127. Lang H: Kontamination der Zahnhartsubstanz bei der Befestigung adhäsiver Restaurationen. DZZ 55, 728-729 (2000)
128. Lang H, Schwan R, Mülleijans R, Raab WHM: Der Verbund im Kavitäteninneren und die Stabilität des Füllungsrandes. DZZ 55, 751-755 (2000)
129. Lang H: Klinisch getestet – die Qual der Wahl eines Dentinadhäsivs für die Praxis. DZZ 56, 135-136 (2001)
130. Luglie PF, Delitala PP, Zanetti S, Sanna S: An in-vivo bacteriological study on the effects of acid etching at the bottom of cavities. Minerva Stomatol 47, 19-26 (1998)
131. Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Imfeld T: Komposits - Klasifikation und Wertung. Schweiz Mschr Zahnheilk 93, 914-929 (1983)
132. Lutz F: Adhäsivsysteme für zahnfarbene Restaurationen. Schweiz Monatsschr Zahnmed 103, 537-549 (1993)
133. Li H, Burrow, MF, Tyas, MJ: Nanoleakage patterns of four dentin bonding systems. Dent Mat 16, 48-56 (2000)
134. Mair LH: Ten-year clinical assessment of three posterior resin composites and two amalgams. Quint Int 29, 483-490 (1998)

135. Manhart J, Mehl A, Hickel R: Effektivität von Dentinadhäsiven in Abhängigkeit von verschiedenen Haftungsbedingungen. Jahrestagung der DGZMK, 19 (1999)
136. Manhart J, Chen HY, Kunzelmann KH, Hickel R: Haftkraft und Randverhalten moderner Einflaschen-Haftvermittlersysteme und Komposite zum Dentin. DZZ 55, 128-133 (2000)
137. Marx R, Fischer H, Sahin G, Wilke M, Tinschert J: Haftfestigkeit neuer Dentinhaftvermittler nach korrosiver Belastung. DZZ 53, 748-751 (1998)
138. Marx R: Dentinadhäsive. DZZ 56, 141 (2001a)
139. Marx R: Dentinadhäsive. DZZ 56, 352 (2001b)
140. Marx R: Dentinadhäsive. DZZ 56, 580 (2001c)
141. Meiers JC, Shook LW: Effect of disinfectants on the bond strength of composite to dentin. Am J Dent 9, 11-14 (1996)
142. Mitchem JC, Terklat LG, Gronas DG: Bonding of dentin adhesives under simulated physiological conditions. Dent Mater 4, 351-353 (1988)
143. Miyazaki M, Mikitake S, Onose H, Moore BK: Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. Am J Dent 11, 118-122 (1998)
144. Miyazaki M, Onose H, Moore BK: Effect of operator variability on dentin bond strength of two-step bonding systems. Am J Dent 13, 101-104 (2000)
145. Moll K, Fritzenschaft A, Haller B: In vitro comparison of dentin bonding systems: effect of testing method and operator. Quint Int 35, 845-852 (2004)
146. Molla K, Park HJ, Haller B: Bond strength of adhesive / composite combinations to dentin involving total- and self-etch adhesives. J Adhes Dent 4, 171-180 (2002)
147. Munksgaard EC, Irie M, Asmussen E: Dentin-polymer bond promoted by Gluma and various resins. J Dent Res 64, 1409-1411 (1985)
148. Munksgaard EC, Itoh K, Jörgensen KD: Dentin-polymer bond in resin fillings tested in vitro by thermo- and load-cycling. J Dent Res 64, 144-146 (1985)

149. Nagaoka S, Miyazaki Y, Liu J, Iwamoto Y, Kitano M, Kawagoe M: Bacterial invasion into dentinal tubules of human vital and nonvital teeth. *J Endod* 21, 70-73 (1995)
150. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E: The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 16, 265-275 (1982)
151. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N: Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent* 3, 133-138 (1991)
152. Nakabayashi N, Ashizawa M, Nakamura M: Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. *Quint Int* 23, 135-141 (1992)
153. Nakabayashi N, Watanabe A, Gendusa NJ: Dentin adhesion of "modified" 4-META/MMA-TBB resin: Function of HEMA. *Dent Mater* 8, 259-264 (1992b)
154. Nakabayashi N, Saimi Y: Bonding to intract dentin. *J Dent Res* 75, 1706-1715 (1996)
155. Nakamura K, Arisue K, Kajiwara M, Niinuma A, Murakami Y, Yamazaki M, Hayakawa T, Neomoto K: Evaluation of new type of commercially available adhesive systems – effect of total treatment for enamel and dentin. *Jpn J Conserv Dent* 39, 304-314 (1996)
156. Nordbo H, Brown G, Tjan AH: Chemical treatment of cavity walls following manual excavation of carious dentin. *Am J Dent* 9, 67-71 (1996)
157. Opdam NJM, Roeters JJM, Feilzer AJ, Verdonschot EH: Marginal integrity and postoperative sensitivity in Class II resin composite restorations in vivo. *J Dent* 26, 555-562 (1998)
158. Opdam NJM, Roeters JJM, Kujis R, Burgersdijk RCW: Necessity of bevels for box only Class II composite restorations. *J Prosthet Dent* 80, 274-279 (1998)
159. Pagliarini A, Rubini R, Rea M, Campese C, Grandini R: Effectiveness of the current enamel-dentin adhesives: a new methodology for its evaluation. *Quintess Int* 27, 265-270 (1996)

160. Palin WM, Fleming GJ, Burke FJ, Marquis PM, Randall RC: The influence of short and medium-term water immersion on the hydrolytic stability of novel low-shrink dental composites. *Dent Mater* 21, 852-863 (2005)
161. Pashley DH: In vitro simulations of in vivo bonding conditions. *Am J Dent* 4, 237-240 (1991)
162. Pashley EL, Tao L, Matthews WG, Pashley DH: Bond strengths to superficial, intermediate and deep dentin in vivo with four dentin bonding systems. *Dent Mater* 9, 19-22 (1993)
163. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA: Permeability of dentin to adhesive agents. *Quint Int* 24, 618-631 (1993b)
164. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H: Dentin as a bonding substrate. *DZZ* 49, 760-763 (1994)
165. Pashley DH, Tay FR: Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives; Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater* 17, 430-444 (2001)
166. Paul S, Scharer P: Intra pulpal pressure and thermal cycling: effect on shear bond strength of eleven modern dentin bonding agents. *J Esthet Dent* 5, 179-185 (1993)
167. Perdigao J, Swift RJ, Denehy GE, Wefel JS, Donly KJ: In-vitro bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. *J Dent Res* 73, 44-55 (1994)
168. Perdiago J: An ultramorphological study of human dentin exposed to adhesive systems. PhD thesis, Catholic University of Leuven, Leuven, Belgium (1995)
169. Perdiago J, Lopes L, Lamprechts P, Leitao J, Van Meerbeek B, Vanherle G: Effect of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology. *Am J Dent* 10, 141-146 (1997)
170. Perdiago J, Lopes M: Ultramorphological characterization of the hybrid layer / unaffected dentin bonded interface. *J Dent Res* 78 (Spec Iss), 110, Abstract No. 40 (1999)

171. Perdigao J, Lopes M: Dentin bonding - question for the new millennium. *Adhes Dent* 1, 191-209 (1999)
172. Perdigao J, Geraldini S, Hodges JS: Total-etch vs. self-etch adhesive: effect on postoperative sensibility. *J Am Dent Assoc* 134, 1621-1629 (2003)
173. Pereira PN, Okuda M, Sano H, Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J: Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. *Dent Mater* 15, 46-53 (1999)
174. Pfaffenberger GC, Nelson RJ, Sweeney WT: Direct and indirect filling resins. A review of some physical and chemical properties. *J Am Dent Ass* 47, 516-524 (1953)
175. Pioch Th, Kobaslija S, Schagen B, Götz H: Interfacial micromorphology and tensile bond strength of dentin bonding systems after NaOCl-treatment. *J Adhesive Dent* 1, 135-142 (1999)
176. Pioch Th: Das Phänomen der Nanoleakage am Komposit-Dentin-Übergang bei Anwendung von Adhäsiven. *DZZ* 55, 387-393 (2000)
177. Prati C, Pashley DH, Montanari G: Hydrostatic intrapulpal pressure and bond strength of bonding systems. *Dent Mater* 7, 54-58 (1991a)
178. Prati C, Nucci C, Montanari G: Shear bond strength and microleakage of dentin bonding systems. *J Prosthet Dent* 65, 401-407 (1991b)
179. Prati C, Chersoni S, Mongiorgi R, Pashley DH: Resin-infiltrated dentin layer formation of new bonding systems. *Oper Dent* 23, 185-194 (1998)
180. Rammelsberg P, Abu Elyan M, Erdelt K: In-vitro-Untersuchung von adhäsiv verankerten Aufbaufüllungen unter überkronten Zähnen. *DZZ* 56, 589-593 (2001)
181. Reinhardt KJ: Aktuelle Perspektiven der Dentin-Haftvermittlung. *Philip J* 14, 101-112 (1997)
182. Roulet JF: Degradation of dental polymers. Karger Verlag, Basel, 228 (1987)
183. Roulet JF: Benefits and disadvantages of tooth and coloured alternatives to amalgam. *J Dent* 25, 459-473 (1997)
184. Ruyter IE: The chemistry of adhesive agents. *Oper Dent Supplement* 5, 32-43 (1992)

185. Rzanny A, Göbel R, Küpper H: Ein methacrylatfreies Seitenzahnkomposit im werkstoffkundlichen Vergleich mit Nano-, Nanohybrid- und Hybridkompositen. ZWR 119, 406-414 (2010)
186. Sano H, Yoshikawa T, Pereira PNR, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, Pashley DH: Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer in vivo. J Dent Res 78, 906-911 (1999)
187. Schaller HG, Kielbassa AM, Hahn P, Attin T, Hellwig E: Die Haftung von Dentinhaftvermittlern an kariös verändertem Dentin. DZZ 53, 69-72 (1998)
188. Scheibenbogen A, Manhart J, Kunzelmann KH, Kremers L, Benz C, Hickel R: One-year clinical evaluation of composite fillings and inlays in posterior teeth. Clin Oral Investig 1, 65-70 (1997)
189. Schießl C: Thermische Analyse – Möglichkeiten zur Untersuchung von dentalen Kunststoffen. Dissertation, Regensburg (2008)
190. Schoch M, Krämer N, Frankenberger R, Petschelt A: Direct posterior composite restorations with a new adhesive system – one year results. J Adhesive Dent 1, 167-173 (1999)
191. Schulz S: In-vitro-Verschleißfestigkeit und mechanisch-physikalische Werkstoffgrößen zahnärztlicher Füllungsmaterialien. Dissertation, Regensburg (2003)
192. Schwickerath H, Coca J: Einzelkronen aus Glaskeramik. Philip J 4, 336-338 (1987)
193. Spreafico RC, Krejci I, Dietschi D: Clinical performance and marginal adaptation of class II direct and semidirect composite restorations over 3.5 years in vivo. J Dent 33, 499-507 (2005)
194. Schriever A, Becker J, Heidemann D: Tooth colored restorations of posterior teeth in German dental education. Clin Oral Investig 3, 30-34 (1999)
195. Spreafico RC, Krejci I, Dietschi D: Clinical performance and marginal adaptation of class II direct and semidirect composite restorations over 3.5 years in vivo. J Dent 33, 499-507 (2005)
196. Stark H: Beeinflusst die Applikationsmethode eines Desinfektionsmittels die Haftkraft von Komposit auf Dentin? DZZ 55, 722 (2000)

197. Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO: Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. *Quintessence Int* 26, 95-110 (1995)
198. Swift EJ, Triolo PT, Barkmeier WW, Bird JL, Bounds SJ: Effect of low viscosity resins on the performance of dental adhesives. *Am J Dent* 9, 100-104 (1996)
199. Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ: Microtensile bond strength of seven dentin bonding systems. *Dent Mat* 16, 180-187 (2000)
200. Tay FR, Pashley DH: Water treeing - a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *Am J Dent* 16, 6-12 (2003)
201. Tay FR, Pashley DH, King NM, Carvalho RM, Tsai J, Lai SCN, Marquezini L: Aggressiveness of self-etching adhesives on unground enamel. *Oper Dent* 29, 309-316 (2004)
202. Tinschert J, Wilke M, Esser M, Marx R: Haftfestigkeit und hydrolytische Beständigkeit neuerer Dentinhaftvermittler. *DZZ* 52, 295-298 (1997)
203. Tobi H, Kreulen CM, Vondeling H, van Amerongen WE: Cost effectiveness of composite resins and amalgam in the replacement of amalgam Class II restorations. *Community Dent Oral Epidemiol* 27, 137-143 (1999)
204. Turkun SL: Clinical evaluation of a self-etching and a one-bottle adhesive systems at two years. *J Dent* 31, 527-534 (2003)
205. Van Meerbeek B, Inotoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G: Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 71, 1530-1540 (1992)
206. Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G: Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate. *DZZ* 49, 977-884 (1994)
207. Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G: Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentin. *J Dent* 22, 141-146 (1994b)
208. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G: The clinical performance of adhesives. *J Dent* 26, 1-20 (1998)
209. Van Meerbeek B, de Munck J, Yoshida Y, Inoue M, Vargas P, Vijay P, van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G: Adhäsion am Schmelz und Dentin:

Aktueller Stand und künftige Aufgaben, Teil 1. Ästhetische Zahnmed 7, 4-18 (2004)

210. Van Meerbeek B, de Munck J, Yoshida Y, Inoue M, Vargas P, Vijay P, van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G: Adhäsion am Schmelz und Dentin: Aktueller Stand und künftige Aufgaben, Teil 2. Ästhetische Zahnmed 7, 95-109 (2004b)
211. Vargas MA, Cobb DS, Armstrong SR: Resin-dentin shear bond strength and interfacial ultrastructure with and without a hybridlayer. Oper Dent 22, 159-166 (1997)
212. Waltimo A, Kononen, M: A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. Scand J Dent Res 101, 1711-1715 (1993)
213. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH: Bonding to ground dentin by a Phenyl-P self-etching primer. J Dent Res 73, 1212-1220 (1994)
214. Wilson NH, Mjör IA: The teaching of Class I and Class II direct composite restorations in European dental schools. J Dent 28, 15-21 (2000)
215. Woronko GA, Germain HAS, Meiers JC: Effect of dentin primer on the shear bond strength between composite resin and enamel. Oper Dent 21, 116-121 (1996)
216. Yoshikawa T, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Pashley DH: Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. J Dent Res 78, 898-905 (1999)
217. Yoshiyama M, Sano H, Ebisu S, Tagami J, Ciucchi B, Carvalho RM, Johnson MH, Pashley DH: Regional bond strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. J Dent Res 75, 1404-1413 (1996)

9. Anhang



Individuell angefertigte Silikonhohlform zur Herstellung der Prüfkörper



PMMA-Kunststoff KALLOCRYL Kaltpolymerisat
(links Polymerpulver, rechts Monomerflüssigkeit)



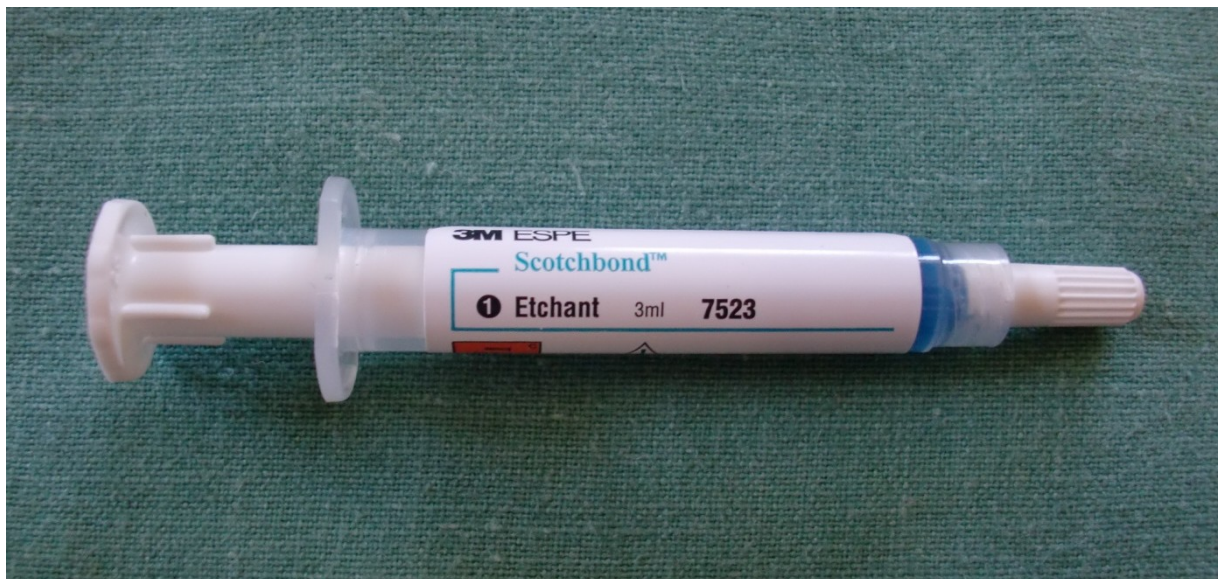
Diamantrimmer WASSERMANN HSS 88



Nassschleifgerät WIRTZ/BUEHLER Phoenix Beta-2



Prüfkörper für die Druck-Scherfestigkeit von Schmelz und Dentin
(links: Rinderschmelz, rechts: Humandentin)



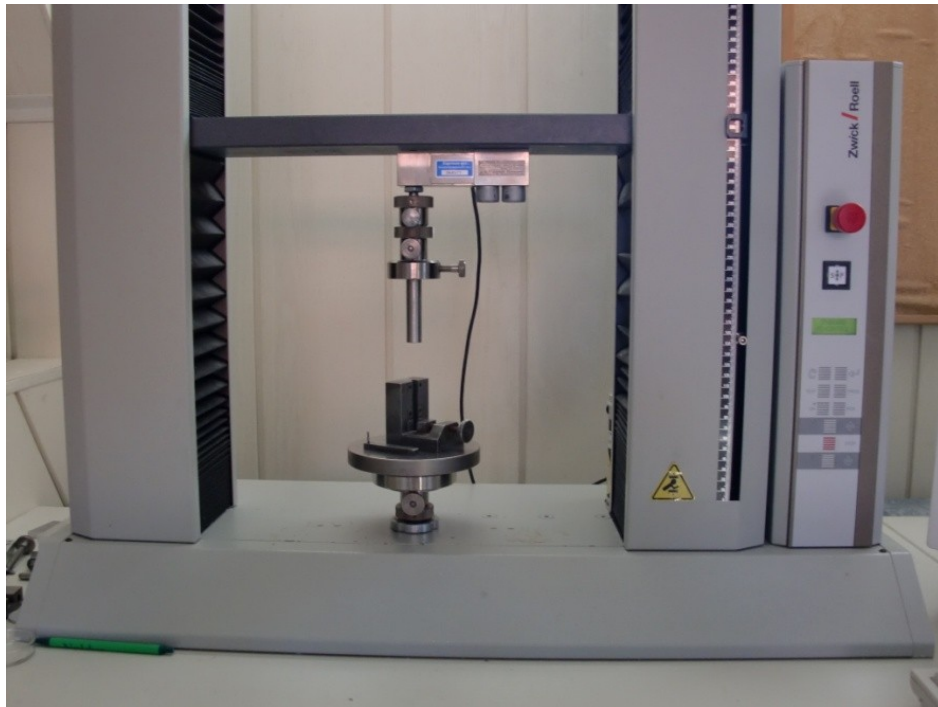
Phosphorsäure-Ätzelgel Scotchbond (3M ESPE)



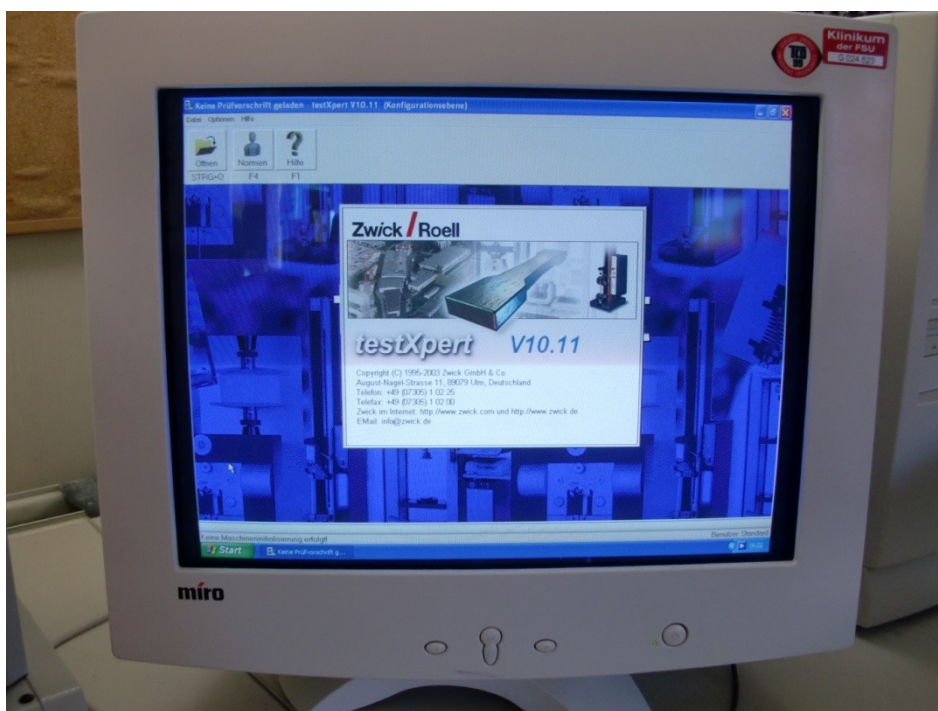
Polymerisationslampe Elipar FreeLight 2 (3M ESPE)



Restaurationskomposit Tetric EvoCeram (IVOCLAR VIVADENT)



Abschereinrichtung der ZWICK/ROELL Universalprüfmaschine Z005



Prüfsoftware testXpert V10.11 der ZWICK/ROELL Universalprüfmaschine Z005



Thermovorrichtung WTC BINDER Wärmeschrank



Temperaturlastwechselvorrichtung WILLYTEC Thermocycler V2.5

Danksagung

Diese Arbeit ist das Resultat der Einsatzbereitschaft zahlreicher Personen. Besonderer Dank gilt vor allem Frau PD OÄ Dr. M. Schmidt für die Vergabe des Themas und die freundliche Betreuung der Arbeit.

Meine tiefste Dankbarkeit gebührt Frau Dr. A. Rzanny für die unglaubliche Unterstützung und Hilfe. Ihre Geduld und ihre unermüdliche Tatkraft haben mir diese Arbeit ermöglicht.

Weiterhin danke ich Herrn Dr. R. Göbel, der mir ebenfalls während den Versuchen und der Erstellung der Arbeit bei methodischen und werkstoffkundlichen Fragen mit Rat und Tat zur Seite gestanden hat.

Der gesamten Abteilung für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde sei ganz herzlich gedankt für die freundliche und kollegiale Aufnahme ins Team und die Bereitstellung der Räumlichkeiten und Geräte.

Ich danke außerdem meinen geschätzten Kollegen Herrn L. Eichmann für die produktive Zusammenarbeit bei der Durchführung der Versuche und die Bereitstellung der Messwerte für die Onebottle-Systeme.

Schließlich möchte ich ganz besonders meinen Eltern danken, für den Rückhalt und die Motivation während der letzten Jahre.

Ich möchte mich auch bei allen nicht namentlich genannten Personen bedanken, die zu dieser Arbeit beigetragen haben.

Lebenslauf

Persönliche Angaben:

Name: Schlesier
Vorname: Ludwig
Anschrift: Fichtenweg 1a
37308 Heilbad Heiligenstadt
Geburtsdatum: 27. Juni 1984
Geburtsort: Heilbad Heiligenstadt
Eltern: Dr. med. Folker Schlesier, Zahnarzt
Dipl.-Med. Eva-Maria Schlesier, FA für Allgemeinmedizin
Geschwister: Martin Schlesier, Student

Ausbildung und beruflicher Werdegang:

09/91 – 08/95: Grundschule „Theodor Storm“ in Heiligenstadt
09/95 – 08/99: Staatl. Gymnasium „Johann Georg Lingemann“ in Heilbad Heiligenstadt
09/99 – 06/03: Mathematisch-naturwissenschaftlicher Spezialschulteil am Staatl. Gymnasium „Albert Schweizer“ in Erfurt
07/03 – 03/04: Grundwehrdienst im Zentralen Sanitätsdienst
04/04 – 09/04: Aushilfsarbeit im Zahntechniklabor O. Schäfer in Heilbad Heiligenstadt
10/04 – 01/10: Studium der Zahnmedizin an der FSU in Jena mit Staatsexamen und zahnärztlicher Approbation
02/10 – 08/10: Ausbildungsassistent in der Gemeinschaftspraxis Dr. F. Schlesier / Dipl.-Stom. A. Staufenberg in Heilbad Heiligenstadt
seit 11/10: Ausbildungsassistent in der Gemeinschaftspraxis Dr. R. Müllhofer / V. Wilken in Osterode am Harz

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass

mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mittellungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: PD OÄ Dr. M. Schmidt, Dr. A. Rzanny, Dr. Göbel, ZA L. Eichmann

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, den

Unterschrift